

Aus der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde,
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar

Direktor: Prof. Dr. M. Hannig

Analyse der internen und marginalen Passung von optisch abgeformten, computergestützt gefertigten Inlays bei unterschiedlichen Präparationsformen

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät

der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2018

vorgelegt von:

Vera Mathilde Hurt

geb. am: 26.12.1989 in Saarburg

Tag der Promotion:

Dekan: Prof. Dr. M.D. Menger

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Stefan Rupf

2. Berichterstatter:

Inhalt

1. Zusammenfassung, Summary.....	2
2. Einleitung.....	6
3. Literaturübersicht.....	9
3.1. Keramikinlays	9
3.1.1. Vollkeramische Restaurationen	9
3.1.2. Indikationen für Keramikinlays.....	11
3.1.3. Allgemeine Präparationsrichtlinien für Keramikinlays	13
3.1.4. Spezielle Regeln der Kavitätenpräparation für CAD/CAM-gefertigte Keramikinlays....	16
3.1.4.1. Abgerundet-kastenförmige Präparationsform.....	16
3.1.4.2. Runde Präparationsform	17
3.2. Dentale CAD/CAM-Technologie	19
3.2.1. Definition CAD/CAM und maschinelle Bearbeitung dentalkeramischer Werkstoffe....	19
3.2.2. Herstellungsprozess: Optische Abformung, CAD und CAM	22
3.2.3. Entwicklung des CEREC-Systems	25
3.3. Innere Passung	28
3.3.1. Definition innere Passung.....	28
3.3.2. Bedeutung der inneren Passung	28
3.3.3. Messverfahren.....	29
3.3.4. Werte in der Literatur.....	29
3.4. Randspalt.....	31
3.4.1. Definition Randspalt	31
3.4.2. Bedeutung der Breite des Randspaltes	32
3.4.3. Studien zum Randspalt bei CEREC Restaurationen	33
4. Ziel der Untersuchung	36
5. Material und Methode	37
5.1. Präparation der Kavitäten	38
5.1.1. Präparationsformen	38
5.1.2. Isthmusbreite	39

5.1.3.	Divergenzwinkel	39
5.1.4.	Kontrolle der Einschubachse	42
5.2.	Herstellung der Keramikinlays.....	42
5.3.	Bestimmung der inneren Passung mittels Mikro-CT.....	43
5.4.	Lichtmikroskopische Aufnahme der approximalen Flächen	45
5.5.	Auswertung des Randspaltes	45
5.5.1.	Breite des Randspaltes	46
5.5.1.1.	Mittlere Randspaltbreiten	46
5.5.1.2.	Maximale Randspaltbreite	48
5.5.1.3.	Abschnittsweise Analyse der Randzone	49
5.5.2.	Homogenität der Randzone	50
5.5.3.	Randqualität	51
5.6.	Statistische Auswertung.....	52
5.6.1.	Mikro-CT Analyse der inneren Passung.....	52
5.6.2.	Diagramme	52
5.6.3.	Statistische Tests	53
6.	Ergebnisse.....	54
6.1.	Mikro-CT Analyse der inneren Passung.....	54
6.1.1.	Einfluss der Präparationsform.....	54
6.1.2.	Einfluss der Isthmusbreite.....	55
6.1.3.	Einfluss der Divergenz der Kavitätenwände.....	56
6.2.	Lichtmikroskopische Analyse des Randspalts an den Approximalflächen	61
6.2.1.	Durchschnittliche Breite des Randspaltes an den Approximalflächen	61
6.2.1.1.	Maximale Randspaltbreiten der approximalen Flächen	66
6.2.1.2.	Randspaltbreite an einzelnen Randabschnitten.....	71
6.2.2.	Lichtmikroskopische Analyse weiterer Parameter des Randspalts.....	73
6.2.2.1.	Länge der okklusal-approximalen Randzone.....	73
6.2.2.2.	Homogenität der approximalen Randzone	76
6.2.2.3.	Randqualität der approximalen Randzone.....	78
7.	Diskussion	87
7.1.	Diskussion Material und Methode	87
7.1.1.	Präparation.....	87
7.1.2.	Herstellung der Keramikinlays.....	89

7.1.3.	Einsetzen der Inlays in die Kavitäten.....	90
7.1.4.	Vermessung des internen Spaltes mit einem Mikro-CT	91
7.1.5.	Bewertung des Randspaltes	91
7.2.	Diskussion der Ergebnisse und Literaturvergleich	92
7.2.1.	Interne Passung	92
7.2.2.	Durchschnittliche Breite des Randspaltes an den Approximalflächen	94
7.2.2.1.	Maximale Randspaltbreiten der approximalen Flächen	95
7.2.2.2.	Randspaltbreiten an den einzelnen Randabschnitten	95
7.2.3.	Lichtmikroskopische Analyse weiterer Parameter des Randspaltes.....	96
7.2.3.1.	Länge der okklusal-approximalen Randzone.....	96
7.2.3.2.	Homogenität der approximalen Randzone	96
7.2.3.3.	Randqualität der approximalen Randzone.....	97
7.3.	Wertung der eigenen Ergebnisse	97
7.3.1.	Einfluss der Präparationsform.....	97
7.3.2.	Einfluss der Isthmusbreite.....	98
7.3.3.	Einfluss der Divergenz der Kavitätenwände.....	99
7.3.4.	Vergleich der Approximalflächen	99
7.4.	Konklusion	100
8.	Literaturverzeichnis	101
9.	Publikation / Danksagung.....	110
9.1.	Publikation.....	110
9.2.	Danksagung	111
10.	Anhang.....	112

1. Zusammenfassung

In dieser Studie wurde analysiert, ob die interne und die marginale Passung von optisch abgeformten und computergestützt gefertigten dreiflächigen Keramikinlays von der Präparationsform abhängig sind.

Ausgehend von zwei Grundquerschnittsformen, der klassischen Kastenform mit abgerundeten Linienwinkeln und einer runden Präparation, wurden Isthmusbreite und Divergenzwinkel der Kavitätenwände jeweils variiert. Es wurden insgesamt 16 Inlayformen in Kunststoffmolaren (Zahn 16) präpariert, die das in der Literatur beschriebene Parameterspektrum hinsichtlich der Form des Kavitätenbodens, der Isthmusbreite und des Kavitätendivergenzwinkels repräsentierten. Bei einer Hälfte der Kavitäten wurde eine Kastenform mit planem Kavitätenboden und zu den axialen Wänden hin abgerundeten Ecken präpariert. Bei der anderen Hälfte wurde der gesamte Kavitätenboden rund gestaltet. Des Weiteren wurden die minimalen Breiten mit 1,5 mm und 2,5 mm sowie die Divergenzwinkel der Kavitätenwände mit 4°, 6°, 8° und 10° variiert. Für jede Präparationsform wurden fünf Keramikinlays hergestellt.

Nach der Kavitätenpräparation erfolgten die optische Abformung mit einer Kamera (Streifenlichtprojektion mit aktiver Triangulation), die computergestützte Konstruktion von Keramikinlays und der computergesteuerte Schleifprozess.

Zur Untersuchung der inneren Passung wurden die gefrästen Inlays in den Kavitäten positioniert und die Molaren mit einem Mikro-Computertomographen gescannt. Die Daten wurden zu einem Volumenkörper rekonstruiert, anhand dessen die innere Passung als mittlerer Spalt der Inlays analysiert werden konnte.

Zur Untersuchung des Randspaltes wurden in einer zweiten Versuchsreihe die Approximalseiten jedes Inlays mit einem Digitalmikroskop gescannt und anschließend mit einer Analysesoftware vermessen. Untersucht wurden die Breite des Randspaltes (durchschnittliche Breite, Maximalwerte), die Homogenität (gleichmäßige Positionierung der Inlays in den Kavitäten) und die Randqualität (Mittelwertabweichung von einer mittleren Ideallinie).

Zur statistischen Auswertung wurden die Ergebnisse mit dem Mann-Whitney U Test und dem Tukey-Test verglichen.

Die Mikro-Computertomographie-Analyse des internen Spalts zeigte bezüglich der Präparationsform für die abgerundete Kastenform signifikant geringere Werte (abgerundete Kastenform $95,4 \mu\text{m} \pm 11,1 \mu\text{m}$, runder Kavitätenboden $100,0 \mu\text{m} \pm 9,2 \mu\text{m}$, $p = 0,014$). Für die Kavitätenbreite wies der mittlere Randspalt der schmalen Präparationsform signifikant geringere Werte (1,5 mm: $95,0 \mu\text{m} \pm 9,5 \mu\text{m}$; 2,5 mm: $100,5 \mu\text{m} \pm 10,6 \mu\text{m}$; $p = 0,014$) auf. Für keinen der Divergenzwinkel der Kavitätenwände konnte ein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

Die Auswertung der lichtmikroskopischen Aufnahmen des Randspalts zeigte bezüglich der Präparationsform bei den abgerundet-kastenförmig präparierten Kavitäten geringere Messwerte. Signifikant waren dabei die durchschnittliche Randspaltbreite (abgerundet-kastenförmig $86,3 \mu\text{m} \pm 16,2 \mu\text{m}$, rund $100,1 \mu\text{m} \pm 15,7 \mu\text{m}$, $p = 0,015$), die Homogenität (abgerundet-kastenförmig $31,4\% \pm 4,9\%$, rund $10,9\% \pm 4,4\%$, $p = 0,021$) und ebenfalls signifikant die Randqualität (abgerundet-kastenförmig Abweichung von der Mittellinie: $23,6 \mu\text{m} \pm 9,6 \mu\text{m}$; rund Abweichung von der Mittellinie: $40,0 \mu\text{m} \pm 8,3 \mu\text{m}$, $p < 0,0001$).

Für die Variation der Isthmusbreite konnten hingegen keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Im Vergleich der Divergenz der Kavitätenwände konnte kein Winkel bestimmt werden, der sich signifikant von anderen unterschied.

Überlagert wurden die Ergebnisse der einzelnen Präparationsparameter durch Unterschiede zwischen den beiden approximalen Anteilen des Restaurationskörpers. Die Inlayseiten, die der Einspannvorrichtung der Fräsmaschine zugewandt waren, zeigten bei der durchschnittlichen Randspaltbreite ($116,8 \mu\text{m} \pm 20,0 \mu\text{m}$) und der Randqualität ($37,0 \mu\text{m} \pm 12,3 \mu\text{m}$) höhere Messwerte als die der Einspannvorrichtung abgewandten Seite, an welcher der Schleifprozess begonnen wurde (durchschnittliche Randspaltbreite $69,7 \mu\text{m} \pm 14,4 \mu\text{m}$, Randqualität $26,7 \mu\text{m} \pm 11,2 \mu\text{m}$).

Trotz signifikanter Unterschiede zeigten alle hier untersuchten Präparationsformen für die klinische Anwendung tolerierbare Passungen. Auch wenn die kastenförmigen Kavitäten und die schmalen Isthmen geringere Randspaltbreiten erzielt haben, befinden sich alle Spaltbreiten in einem akzeptablen Bereich. Es konnte somit gezeigt werden, dass dem Behandler bei der Herstellung von Keramikinlays mit einem CAD/CAM-Verfahren ein breiter Bereich von Präparationsformen zur Verfügung steht und somit eine defektorientierte und substanzschonende Präparation ermöglicht wird.

Summary

In this study, it was analyzed whether the internal and marginal fit of optically replicated and computer-assisted manufactured three-surface ceramic inlays depends on the preparation form.

Starting from two basic profiles, the classical box shape with rounded line angles and a round preparation, the isthmus width and divergence angle of the cavity walls were varied. A total of 16 inlay forms were prepared in polymer molars (tooth 16), which represented the range of parameters described in the literature with regard to the shape of the cavity bottom, the isthmus width and the cavity divergence angle. Half of the cavities were prepared with a box shape with a flat cavity bottom and corners rounded off towards the axial walls. In the other half, the entire cavity floor was rounded. Furthermore, the minimum widths of 1.5 mm and 2.5 mm as well as the divergence angles of the

cavity walls were varied at 4°, 6°, 8° and 10°. Five ceramic inlays were produced for each preparation form.

After the cavity preparation, optical impressions were taken with a camera (light projection with active triangulation), the computer-aided construction of ceramic inlays and the computer-controlled grinding process.

To examine the internal fit, the inlays were positioned in the cavities and the molars were scanned with using micro-computed tomography. The data were reconstructed into a solid body, which was used to analyze the inner fit as the middle gap of the inlays.

In order to investigate the marginal gap, the proximal sides of each inlay were scanned and then measured with a digital microscope. The study examined the width of the marginal gap (average width, maximum values), homogeneity (positioning of the inlays in the cavities) and the marginal quality (mean deviation from an average ideal line).

For statistical evaluation, the results were compared with the Mann-Whitney U test and the Tukey test.

The micro-computed tomography analysis of the internal gap showed significantly lower values (rounded box form $95.4 \mu\text{m} \pm 11.1 \mu\text{m}$, round cavity bottom $100.0 \mu\text{m} \pm 9.2 \mu\text{m}$, $p = 0.014$) with respect to the preparation form for the rounded proximal box. For the width of the cavity, the mean marginal gap of the narrow preparation form displayed significantly lower values (1.5 mm: $95.0 \mu\text{m} \pm 9.5 \mu\text{m}$; 2.5 mm: $100.5 \mu\text{m} \pm 10.6 \mu\text{m}$; $p = 0.014$). None of the divergence angles of the cavity walls revealed a significant difference.

The evaluation of the light microscopic images of the marginal gap showed lower values with regard to the preparation form of the rounded box-shaped prepared cavities. The differences were significant for the average gap width (rounded-box-shaped $86.3 \mu\text{m} \pm 16.2 \mu\text{m}$, round $100.1 \mu\text{m} \pm 15.7 \mu\text{m}$, $p = 0.015$), for homogeneity (rounded-box-shaped $31.4\% \pm 4.9\%$, round $10.9\% \pm 4.4\%$, $p = 0.021$) and also significant for the gap quality (deviation from the ideal line, rounded box: $23.6 \mu\text{m} \pm 9.6 \mu\text{m}$; round: $40.0 \mu\text{m} \pm 8.3 \mu\text{m}$, $p < 0.0001$).

For the variation of the isthmus width, however, no significant differences were found. In comparison with the divergence of the cavity walls, it was not possible to determine any preferable angle.

The results of the individual preparation parameters were superimposed by differences between the two proximal parts of the restoration. The inlay sides facing the clamping device of the milling machine showed higher values for the average marginal gap width ($116.8 \mu\text{m} \pm 20.0 \mu\text{m}$) and the marginal quality ($37.0 \mu\text{m} \pm 12.3 \mu\text{m}$) than the side facing away from the clamping device on which the grinding process was started (average marginal gap width $69.7 \mu\text{m} \pm 14.4 \mu\text{m}$, marginal quality $26.0 \mu\text{m}$).

Despite significant differences, all the preparation forms investigated here showed tolerable fits for clinical application. Even if the box-shaped cavities and the narrow isthmus have smaller marginal gap widths, all gap widths in this study were within an acceptable clinical range. It was thus possible to show that a wide range of preparation forms is available to the dentist for ceramic CAD/CAM inlays, thus enabling a preparation that is both caries-oriented and tooth substance preserving.

2. Einleitung

Zur Versorgung ausgedehnter Defekte werden in der Zahnmedizin häufig Keramikinlayrestaurationen eingesetzt (Pallesen & van Dijken, 2000; Banks, 1990). Der Werkstoff Keramik kommt den Wünschen des Patienten nach ästhetisch hochwertigen, zahnfarbenen Versorgung und den zahnmedizinischen Erfordernissen einer hervorragenden biologischen Kompatibilität (Meier, et al., 2008; Konradsson, et al., 2007) und guten werkstoffkundlichen Eigenschaften nach, die eine lange Lebensdauer der Restauration erwarten lassen (Gehre & Kappert, 2008; Bergman, 1999; Banks, 1990; Kern & Pröbster, 2003).

Der Langzeiterfolg einer Keramikinlayrestauration hängt dabei nicht nur von den werkstoffkundlichen Eigenschaften, sondern auch von anderen Aspekten ab. Dazu zählen auch die korrekte Indikationsstellung (Donovan, 2008; Höland, et al., 2008; Fradeani, et al., 1997), die Art der Zementierung (Milleding, et al., 1995; Molin, et al., 1996; Pallesen & van Dijken, 2000; Banks, 1990) die weitere Bearbeitung, wie die Politur, um so genannten „Microcracks“ vorzubeugen (Milleding, et al., 1995; Krämer & Frankenberger, 2005). Insbesondere spielt jedoch die Passgenauigkeit der Keramikinlayrestauration eine wichtige Rolle (Thompson, et al., 2010).

Grundlage für eine gute Passung ist die Präparation der Kavität. Sie soll eine ausreichende Dimensionierung der Keramik gewährleisten und schafft die Voraussetzungen, die Eigenschaften des Werkstoffes optimal auszunutzen (Milleding, et al., 1995; Thompson, et al., 2010; Mondelli, et al., 1980; Arnetzl & Arnetzl, 2006). Die Präparationsform ist Voraussetzung für eine leichte Eingliederung des Keramikinlays ohne Klemmpassung und für eine gesicherte Positionierung der Restauration (Fradeani & Barducci, 1996; Baresel, et al., 2015). Dennoch darf der Grundsatz einer substanzschonenden Präparationsweise nicht vernachlässigt werden, da jeder präparative Substanzabtrag den Zahn schwächt (St-Georges, et al., 2003; Frankenberger, et al., 2015; Lin, et al., 2001; Lin, et al., 2001; Morin, et al., 1984).

Ein wichtiger Aspekt für den Erfolg einer Inlayrestauration ist eine gute dreidimensionale Passung, um eine gleichmäßige mechanische Abstützung der Restauration durch die Zahnstruktur im Verbund mit dem Befestigungskomposit zu gewährleisten (Guess, et al., 2014; Karakaya, et al., 2005; Milleding, et al., 1995). Eine insuffiziente interne Passung bedeutet eine ungenügende Abstützung der Restauration, welche zu Spannungen an der Interaktionszone von Zahn, Befestigungskomposit und Keramik führen kann. Durch hohe Krafteinwirkungen können Mikrorisse, meist an der Unterseite der Keramik, entstehen, die sich nach okklusal ausbreiten und schließlich in einer Fraktur des Restaura-tionskörpers, der „Bulkfraktur“, resultieren (Guess, et al., 2014; Karakaya, et al., 2005; Baresel, et al., 2015).

Maßgeblich wird die Langzeitstabilität einer Restauration von der Breite des Randspaltes beeinflusst (Mörmann & Schug, 1997; Estafan, et al., 2003; Holmes, et al., 1989; Karlsson, 1993; Milleding, et al., 1995; Nawafleh, et al., 2013; Pallesen & van Dijken, 2000). Bei einem zu breiten Randspalt sind Abrasion und mechanische Belastung des Befestigungskomposits erhöht, was zu einer Desintegration der Verbindung von Zahn und Restaurationskörper führen kann (Molin, et al., 1996; Inokoshi, et al., 1992). Zudem ist der Randspalt immer auch eine Prädilektionsstelle für erneut auftretende Karies (Milleding, et al., 1995; Nawafleh, et al., 2013; Hahn, et al., 1993; Meier, et al., 2008; Arnetzl & Arnetzl, 2006). In der Literatur stimmen die meisten Autoren überein, dass ein Randspalt zwischen 50 µm und 100 µm als akzeptabel angesehen werden kann (Molin, et al., 1996; Inokoshi, et al., 1992).

Aus werkstoffkundlicher Sicht bedeutet eine porenarme, homogene Struktur der Keramik verbesserte mechanische Eigenschaften und damit ebenfalls eine erhöhte Lebenserwartung (Pallesen & van Dijken, 2000; Boushell & Ritter, 2009; Thompson, et al., 1996). Durch eine optimierte standardisierte Produktion weist industriell gefertigte Keramik diese Eigenschaften auf (Tinschert, et al., 2000; Gehre, 2000).

Mit Hilfe von CAD/CAM (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing)-Verfahren können industriell gefertigte Keramiken verwendet werden. CAD/CAM Methoden finden zunehmende Anwendung in der Zahnmedizin (Höland, et al., 2008). Dazu werden die Zähne zuerst abgeformt, was heute in der Regel optisch erfolgt. Dann werden die Restauration mit Hilfe einer Software virtuell modelliert und schließlich aus der Keramik herausgefräst (Beuer, et al., 2008).

Ein solches CAD/CAM-System ist das CEREC („chairside economical restoration of esthetic ceramics“ oder „computer-assisted ceramic reconstruction“)-System, das von Prof. Dr. Werner Mörmann und Dr. Marco Bandestini entwickelt wurde. Es wurde so konzipiert, dass die fertige Restauration unmittelbar nach der Präparation eingegliedert werden kann (Mörmann, 2006). Dabei erfolgen nach der optischen Abformung der Kavität die Modellation der Restauration und der Schleifprozess direkt in der Praxis. Seit seiner Einführung in den 1980 Jahren wurde das System kontinuierlich weiterentwickelt und verbessert (Sirona, 2016). Heute ist es in der Zahnmedizin das populärste Chairside-System für die Herstellung zahnfarbener Restaurationen (Rudolph, et al., 2003; Pallesen & van Dijken, 2000; Christensen, 2001).

In der Literatur ist ein breites Spektrum von Präparationsformen für Keramikinlays beschrieben. Ein offensichtlicher Unterschied besteht bei den Querschnittsformen der Inlays. Nach Ender et al. sollen Kavitäten, die mit CEREC-Inlays versorgt werden, mit zwischen 4° und 6° divergierenden Wänden und mit einer Isthmusbreite von 1,5 mm präpariert werden. Gemäß dieser Darstellung sollte der Kavitätenboden plan gestaltet sein, der Übergang zu den Kavitätenwänden soll abgerundet werden (Ender, et al., 2011). Eine alternative Präparationsform beschreibt einen runden Kavitätenboden, der flie-

ßend in die Kavitätenwände übergeht, mit einer Mindestbreite von 2,5 mm und einem Divergenzwinkel der Kavitätenwände zwischen 6° und 10° (Ahlers, et al., 2009; Esquivel-Upshaw, et al., 2001). Ziel der vorgelegten Untersuchung war es deshalb herauszufinden, ob die Präparationsform von Kavitäten einen Einfluss auf die innere und marginale Passung von dreiflächigen Keramikinlays besitzt, die mit diesem CAD/CAM-Verfahren hergestellt wurden. Untersucht wurden dabei in dieser Studie unterschiedliche Gestaltungsformen der Kavitäten, speziell des Kavitätenbodens, zum einen ein planer Boden mit abgerundeten Übergängen zu den Kavitätenwänden, entsprechend der ursprünglich vorgeschlagenen Kastenpräparation und zum anderen ein rund gestalteter Kavitätenboden. Außerdem wurden unterschiedliche minimale Kavitätenbreiten analysiert und der Divergenzwinkel der Kavitätenwände nach okklusal variiert.

3. Literaturübersicht

3.1. Keramikinlays

3.1.1. Vollkeramische Restaurationen

In der zahnärztlichen Praxis werden in den vergangenen Jahren zunehmend vollkeramische Restaurationen eingesetzt, die aus leuzitverstärkter Presskeramik, laborgeschichteter Sinterkeramik und industriell vorgefertigter Silikatkeramik für die CAD/CAM-Verarbeitung hergestellt werden (Pospiech, et al., 2008; Höland, et al., 2008). Im Vergleich zur Vollkeramik ist Metallkeramik stets mit einem ästhetischen Kompromiss verbunden. So bleibt an der Präparationsgrenze oft ein unverblendeter Rand sichtbar und aufgrund ihrer Durchlichtblockade, die Lichtstrahlen diffus reflektiert, resultiert eine Opazität, die nicht den natürlichen Zähnen entsprechen kann (Pospiech, 2004; Kunzelmann, et al., 2005). Magne et al. beschreiben den so genannten „Umbrella-Effekt“, der durch einen nach apikal verlängerten Kronenrand entsteht und sich durch eine graue marginale Gingiva und dunkle Interdentalpapillen abzeichnet (Magne, et al., 1999). Grau- und Schattenzonen, die im Laufe der Zeit gebildeten Metalloxide und die Korrosion (Kern & Pröbster, 2003) reduzieren die ästhetische Wirkung der metallkeramischen Restaurationen im Vergleich zur Wirkung gesunder Zahnhartsubstanz (Gehre & Kappert, 2008).

Vollkeramik besitzt zum einen keinen ästhetisch auffälligen Kronenrand und verfügt zum anderen über eine dem Zahnschmelz ähnliche Lichttransmission. Sie leitet das Licht zum Dentinkern und der umgebenden Gingiva weiter und somit auch durch den gesamten Zahn hindurch (Kern & Pröbster, 2003; Tinschert, et al., 2007). Man spricht auch von einem Streudurchgang des Lichtes durch die Keramik. Die Lichtstreuung ist es auch, die den so genannten Chamäleon-Effekt erzeugt, das Phänomen, durch das sich adhäsiv befestigte Restaurationen farblich an die umgebenden Zahnhartsubstanzen adaptieren. Er wird insbesondere bei Restaurationen aus Silikatkeramik sehr deutlich (Gehre & Kappert, 2008; Kern & Pröbster, 2003).

„Eine Krone sollte wie ein Zahn aussehen und nicht wie eine Krone ...“, das forderte Prof. Pröbster auf der Jahrestagung 2002 der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) im Hinblick auf die Möglichkeit aus Vollkeramik Kronen zu fertigen, die dem natürlichen Vorbild in Form, Farbe, Oberfläche und Transparenz entsprechen (Kern & Pröbster, 2003). Doch neben der ausgesprochen guten Ästhetik, die ein wichtiger Grund war, warum die Keramik in die Zahnmedizin einzog und dort eine solch bedeutende Rolle einnahm (Gehre & Kappert, 2008), kommt einem anderen Aspekt eine noch stärkere Bedeutung zu - der hervorragenden biologischen Kompatibilität des Werkstoffes (Kern & Pröbster, 2003).

Es wurde nachgewiesen, dass sich orale Biofilme auf Keramiken weniger stark ausbilden als auf Zahnschmelz oder auf metallischen Legierungen. Dies verspricht Vorteile für die parodontale Verträglichkeit und vermindert zudem das Risiko der Entstehung einer Sekundärkaries (Gehre & Kappert, 2008; Meier, et al., 2008; Hahn, et al., 1993; Konradsson, et al., 2007).

Während es bei metallischen Legierungen zu toxischen und allergischen Reaktionen in der Mundhöhle kommen kann, sind diese bei keramischen Restaurationen bisher noch nicht bekannt. Begründet ist dies dadurch, dass ihre Moleküle sowohl kovalente als auch ionische Bindungen eingehen. Auch die Metalloxide, die der Keramik unter anderem zur Farbgebung zugesetzt werden, sind in chemisch stabilen oxidischen Verbindungen gewebeverträglich (Gehre & Kappert, 2008; Schmalz & Arenholt-Bindslev, 2004). Die Keramik ist somit inert gegenüber Chemikalien (Konradsson, et al., 2007; Tinschert, et al., 2007) und Temperaturschwankungen und verhält sich auch neben anderen Werkstoffen in der Mundhöhle chemisch neutral (Kern & Pröbster, 2003; Gehre & Kappert, 2008).

Jedoch ergibt sich aus den atomaren Bindungen auch, dass Keramiken, anders als Metalle, plastisch nicht verformbar sind. Durch Belastung über eine materialspezifische kritische Schwelle hinaus, kommt es abrupt zum Bruch, was als Spröbruchverhalten bezeichnet wird, da die Spannungen nicht durch eine plastische Verformung ausgeglichen werden können (Tinschert, et al., 2007; Oh & Annusavice, 2002). Bedeutsam ist, dass Keramik auf Druck etwa zehnmal stärker belastet werden kann als auf Zug oder Biegung. Dementsprechend ist die Biegefestigkeit von Keramiken eine entscheidende Größe für ihre Verwendung als dentales Restaurationsmaterial (Pospiech, 2004; Klein, 2009).

Die unterschiedlichen Keramiken zeigen, je nach System und Herstellungsverfahren, oft erhebliche Unterschiede in ihren Eigenschaften. Daraus lässt sich folgern, dass für unterschiedliche Restaurationen genau abgewogen werden muss, welche Keramik geeignet ist (Donovan, 2008; Höland, et al., 2008). Indikationsüberschreitungen stellen so, gemeinsam mit Verarbeitungsfehlern, die häufigste Ursache für Misserfolge von vollkeramischen Versorgungen dar (Fradeani, et al., 1997). Alle Keramiken müssen eine Reihe von Anforderungen erfüllen, damit sie als Restaurationsmaterial in der Zahnmedizin eingesetzt werden können. Bewertet werden bei der Vielzahl auf dem Markt angebotener Keramiken unter anderem der Weibull-Modul, der die Streuung der Biegefestigkeit einer Keramik angibt (Klein, 2009; Tinschert, et al., 2000), die unterkritischen Risswachstumsfaktoren, die Dauerfestigkeit unter Wechsellast und die Risskorrosion durch Feuchtigkeit (Pospiech, 2004; Rinke, 2011).

Um eine Orientierung über die Eignung eines keramischen Systems für einen Indikationsbereich zu erhalten, sollten zunächst die Biegefestigkeit und die Bruchzähigkeit des Werkstoffs bewertet werden (Kern & Pröbster, 2003). So sind für Frontzahnkronen und -brücken Biegefestigkeiten von 400 MPa bis 600 MPa nötig. Die Zirkoniumdioxidkeramik weist mit bis über 1000 MPa weit höhere Werte auf, weshalb sie auch noch für mehrspannige Seitenzahnbrücken geeignet ist (Höland, et al.,

2008). Die Feldspatkeramik hingegen, mit einer Biegefestigkeit von unter 200 MPa, ist auch im Frontzahnbereich nicht für eine vollkeramische Krone geeignet; sie dient lediglich als Verblendkeramik oder aber auch für Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers. Diese müssen in der Regel adhäsiv befestigt werden, sodass Zugspannungen kompensiert werden (Rinke, 2011).

Bei der Indikationsstellung sollte auch beachtet werden, dass Restaurationsmaterialien, insbesondere Keramik, die Abrasion der Antagonisten beeinflussen und den Zahnschmelz schädigen können (Daou, 2015; El-Mowafy & Brochu, 2002; Mitov, et al., 2012; Ghazal & Kern, 2009; Metzler, et al., 1999). Daou kommt in einer Literaturrecherche zu dem Ergebnis, dass dabei die Härte der Keramik nicht der entscheidende Faktor für die Abrasion ist, sondern viel mehr die Mikrostruktur der Keramik, die Rauheit der sich berührenden Flächen und das umgebende Milieu (Daou, 2015). Zudem sollten bei Patienten mit ausgeprägten Dysfunktionen oder Parafunktionen wie Bruxismus, die Eingliederung einer vollkeramischen Restauration mit besonderer Sorgfalt abgewogen werden (Bergman, 1999; Banks, 1990; Krämer & Frankenberger, 2005; Milleding, et al., 1995; Metzler, et al., 1999; Kinsel & Lin, 2009). Durch eine beschädigte Keramikoberfläche können Parafunktionen getriggert werden, sodass wiederum die Abrasion beschleunigt wird. Extreme Kaukräfte können zudem zu einer Fraktur der Versorgung führen (Daou, 2015; Milleding, et al., 1995).

3.1.2. Indikationen für Keramikinlays

Keramikinlays besitzen eine lange Tradition. Aufgrund ihrer ästhetischen Eigenschaften wurden sie bereits vor über 100 Jahren zur Restauration von Zähnen eingesetzt (Bergman, 1999; Banks, 1990; Roulet & Janda, 2001). Doch die häufige Fraktur der Inlays, bedingt durch die noch nicht ausgereiften Befestigungsverfahren, verhinderte vorerst ihre breite klinische Anwendung. Erst mit der Entwicklung der adhäsiven Befestigungstechnik erlangten sie ihren Durchbruch (Roulet & Janda, 2001; Pallesen & van Dijken, 2000; Banks, 1990).

Entsprechend einer gemeinsamen Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) und der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) (Federlin, et al., 2007) sind Keramikinlays dann indiziert, wenn die Kavität allseits gut zugänglich ist. Dabei muss die Kavität nicht zwingend an den Präparationsrändern von Schmelz umgeben sein, denn auch für dentinbegrenzte Bereiche, wie sie bei tiefen approximalen Defekten auftreten, können bei regelrechter Anwendung der Adhäsivtechnik akzeptable Ergebnisse erzielt werden. Als wichtigste Kenngröße wird angegeben, dass eine ausreichende Materialstärke von mindestens 1,5 mm eingehalten werden muss. Die DGZMK weist explizit darauf hin, dass bei der Versorgung mit Keramikinlays eine sehr gute Mundhygiene gegeben sein soll. Ebenfalls wird ausdrücklich erwähnt, dass Restaurationen mit dem Chairside-System CEREC dem heutigen Standard gerecht werden (Federlin, et al., 2007).

Die Präparation einer Kavität für eine Einlagefüllung schwächt prinzipiell den Zahn, weshalb der Grundsatz einer möglichst substanzschonenden Präparationsweise gilt (St-Georges, et al., 2003; Frankenberger, et al., 2015; Lin, et al., 2001; Lin, et al., 2001; Morin, et al., 1984). Insbesondere bei dreiflächigen MOD (mesial-okklusal-distal) -Kavitäten können die Restaurationen einen Keileffekt auf die Restzahnschubstanz ausüben, sodass sie bei Belastung die oralen und die bukkalen Wände auseinander drücken und somit auf Biegung belasten (Mondelli, et al., 1980). Je breiter und vor allem je tiefer die Kavität ist, umso mehr wird der Zahn geschwächt und umso größer ist das Risiko, dass es zum Auftreten von Mikrorissen und Dentininfektionen kommt, die sich später zu Frakturen erweitern können (Khera, et al., 1991; Lin, et al., 2001; Lin, et al., 2001).

Damit eine ausreichende Stabilität der Restzahnschubstanz gegeben ist, sollten so bei ausgedehnten Kavitäten die Höcker mit einbezogen werden, das Inlay also zu einem Onlay oder zu einer Teilkrone erweitert werden (Federlin, et al., 2007). In der Literatur findet man unterschiedliche Angaben, welche von 1,3 mm bis etwa 2 mm restlicher Höckerschubstanz reichen (Banks, 1990; Mehl, et al., 2004). Krifka et al. kamen in einer Studie zu dem Resultat, dass eine Mindeststärke von 2 mm an den nicht tragenden Höckern gegeben sein muss, damit eine ausreichende Stabilität der Restzahnschubstanz erhalten bleibt und Frakturen weitestgehend vermieden werden können (Krifka, et al., 2009). Desweiteren existiert eine „Ein-Drittel-Regel“, welche besagt, dass, sobald der Isthmus der Kavität größer ist als ein Drittel des Abstandes zwischen bukkaler und linguale Höckerschubstanz, eine komplette Bedeckung der Kaufläche angezeigt ist (Morin, et al., 1984). Thompson et al. verglichen Studien bezüglich der Breite der Kavität, woraus sie schlossen, dass die empfehlenswerte Breite ein Viertel bis maximal ein Drittel des Interkuspidalabstandes betragen soll (Thompson, et al., 2010). Anders als zur Mindeststärke der Keramikfüllung gibt es hierzu aber keine wissenschaftliche Stellungnahme (Federlin, et al., 2007).

Der vestibulo-orale Durchmesser eines Molars beträgt zwischen 9,8 mm (unterer zweiter Molar) und 11,7 mm (oberer erster Molar). Auf den Bereich zwischen den beiden Höckerschubstanzspitzen entfallen dabei bei den unteren Molaren etwa 45 % und bei den oberen etwa 55 % dieser Breite (Gühning & Barth, 1992). Dementsprechend ergibt sich ein vestibulo-oraler Höckerschubstanzspitzenabstand zwischen 4,2 mm bei den unteren und 6,4 mm bei oberen Seitenzähnen. Wird beispielsweise ein Kasten mit einer Isthmusbreite von 2,5 mm, einer Mindeststärke der Keramik von 1,5 mm in der Fissur und einem Öffnungswinkel von $\alpha/2 = 10^\circ$ präpariert, ergibt sich im okklusalen Bereich ein Schubstanzabtrag von mindestens 3,1 mm. Im Bereich der Höckerschubstanzspitzen würde dann bei einem unteren Molar nur noch etwa 0,5 mm Zahnschubstanz erhalten bleiben, der Höcker müsste also in jedem Fall in der Höhe gekürzt werden. Dieses Beispiel zeigt, dass 1,5 mm Präparationsbreite im Isthmus zwar einerseits das werkstoffkundliche Minimum ist, eine Präparationsbreite von 2,5 mm ist hingegen schon fast das Maximum der möglichen Breite.

Andererseits belegen viele Autoren den stabilisierenden Effekt von adhäsiv befestigten Keramikinlays auf, durch Karies oder Präparation, geschwächte Höcker (Denehy & Torney, 1976; Morin, et al., 1984; Krämer & Frankenberger, 2005; Lin, et al., 2001; Milleding, et al., 1995; Molin, et al., 1996; Fradeani & Barducci, 1996; Thompson, et al., 2010). Die Polymerisationsschrumpfung des Befestigungskomposits übt eine Kraft auf die innere Keramikoberfläche aus, die dem Fortschreiten einer Fraktur entgegenwirkt (Estafan, et al., 2003). Mehl et al. verweisen jedoch auch darauf, dass sehr dünne Höcker (mit ca. 1,3 mm Dicke) dennoch in einer schlechteren Randqualität und einer geringeren Stabilisierung resultieren (Mehl, et al., 2004). Im Vergleich zu den ebenfalls zahnfarbenen, direkten plastischen Kompositfüllungen besitzen Keramikinlays den Vorteil, dass die Polymerisationsschrumpfung aufgrund des schmalen Fügspaltes verringert ist. Somit werden auch die Kräfte, die während der Polymerisation des Komposits auf die Zahnhartsubstanz wirken, wesentlich verringert (Herder & Roulet, 1988).

Eine der häufigsten Ursachen für den Verlust von Keramikinlays im Seitenzahnbereich stellen, neben der Indikationsüberschreitung und der Sekundärkaries, Frakturen des Restaurationskörpers, die so genannten „bulk fractures“, dar (Bergman, 1999; El-Mowafy & Brochu, 2002; Pallesen & van Dijken, 2000; Krämer & Frankenberger, 2005; Isenberg, et al., 1992). Aber auch kleinste Risse in der Keramik, Microcracks, beeinträchtigen den Langzeiterfolg von keramischen Restaurationen massiv (Milleding, et al., 1995). Krämer und Frankenberger konnten beobachten, dass sämtliche Ermüdungsfrakturen nach 4,5 Jahren auftraten, stets im Zusammenhang mit okklusalen Korrekturen während der Insertion. Deshalb fordern sie eine konsequente Politur um Microcracks zu entfernen und so diesem Problem entgegenzuwirken (Krämer & Frankenberger, 2005). Weitere Gründe sind Zementauswaschungen und Abrasion sowie postoperative pulpale Schäden (Krämer & Frankenberger, 2005; Daou, 2015; Milleding, et al., 1995).

3.1.3. Allgemeine Präparationsrichtlinien für Keramikinlays

Über viele Jahre wurden indirekte Restaurationen aus Metallen hergestellt (Metzler, et al., 1999), die mit Glasionomer- oder Zinkphosphatzementen befestigt wurden (Heydecke, et al., 2008). Aufgrund der besonderen Materialeigenschaften der Keramik und der heute verfügbaren Befestigungskomposite, muss, im Vergleich zu den metallischen Restaurationsmaterialien, auf die Präparation der Kavitäten für die Versorgung mit Einlagefüllungen ein neuer Blick geworfen werden. Denn mit geeigneten Präparationsformen lassen sich sowohl die Nachteile des spröden Werkstoffes maßgeblich vermindern, als auch die Gefahr von Frakturen der Zahnhartsubstanz (Milleding, et al., 1995; Thompson, et al., 2010; Esquivel-Upshaw, et al., 2001; Mondelli, et al., 1980; Arnetzl & Arnetzl, 2006; Lin, et al., 2001; Lin, et al., 2001).

Eines der wichtigsten Ziele der Präparation ist es, eine ausreichende Materialstärke zu erreichen um Keramikfrakturen vorzubeugen (Fradeani, et al., 1997; Milleding, et al., 1995). In der Zahnmedizin hat sich durchgesetzt, dass diese für Vollkeramikrestaurationen bei mindestens 1,5 mm liegen soll (Federlin, et al., 2007; Bergman, 1999; Etemadi, et al., 1999). In der Literatur finden sich bezüglich der Präparationstiefe vor allem Angaben zwischen 1,5 mm und 2 mm (Thompson, et al., 2010; Fradeani & Barducci, 1996; Isenberg, et al., 1992; Milleding, et al., 1995). Banks forderte 1990 beispielsweise an kaulasttragenden Höckern von Prämolaren die Einhaltung einer Materialstärke von 1,5 mm, bei Molaren soll eine Mindeststärke von 2 mm nicht unterschritten werden. An nichttragenden Höckern genügt hingegen eine Materialstärke von 1 mm bis 1,5 mm (Banks, 1990). Jedoch stellt die Tiefe der Kavität auch den entscheidenden Faktor der Höckerschwächung dar (Khera, et al., 1991; Lin, et al., 2001). Unter Berücksichtigung dieses Aspektes forderte Kunzelmann ein Umdenken, denn aufgrund der Adhäsivtechnik sei bei Lithiumdisilikatkeramiken schon eine Schichtstärke von 1,0 mm im Bereich der Okklusalkontakte ausreichend; außerhalb dieser Kontaktpunkte könne die Schichtstärke sogar auf 0,8 mm reduziert werden (Kern, 2013). Krämer und Frankenberger berichteten überdies davon, dass Frakturen unabhängig von der Schichtstärke auftreten. Selbst die Eingliederung einer Restauration mit einer Dicke von nur 0,3 mm an einem Höcker zeigte keine klinischen Auswirkungen (Krämer & Frankenberger, 2005).

Je graziler der okklusale Kasten präpariert wird, umso geringer ist die Wahrscheinlichkeit, dass eine einwirkende Kraft die Fraktur des Zahnes bewirkt (Mondelli, et al., 1980). Wichtig ist es hierbei zu beachten, dass die oben beschriebene Restwandstärke nicht unterschritten wird. Damit eine gleichmäßige physiologische Belastung garantiert ist, sollte die Kaufläche der Restauration der entsprechenden Zahnanatomie nachempfunden sein.

Um den sprödharten Eigenschaften des Werkstoffs gerecht zu werden, empfiehlt sich eine möglichst einfache Kavitätengeometrie (Arnetzl & Arnetzl, 2006), scharfe Kanten müssen vermieden und Übergänge zur Vermeidung der Keilwirkung abgerundet werden (Banks, 1990; Milleding, et al., 1995). Arnetzl und Arnetzl kommen sogar zu dem Schluss, dass eine keramikgerechte Präparation am Kavitätenboden in mesio-distaler Richtung die Form einer Halbkugel haben sollte, da dies zu einer 30-prozentigen Steigerung der Bruchfestigkeit der Keramik führt (Arnetzl & Arnetzl, 2006). Unterschnitte können zur Schonung der Zahnhartsubstanz mit einem plastischen Füllmaterial aufgefüllt werden. So untersuchten Zaruba et al. Inlays, bei denen untersichgehende Bereiche mit Befestigungskomposit aufgefüllt wurden. Da diese bezüglich der marginalen Passung, im Vergleich zu divergierend präparierten Kavitäten ohne Unterschnitt, keine Unterschiede feststellen konnten, fordern Zaruba et al. ein minimalinvasiveres Vorgehen im klinischen Alltag in Betracht zu ziehen (Zaruba, et al., 2014).

Als ebenfalls entscheidend für die Retention und die Bruchfestigkeit wird die Konizität des zentralen Kastens angesehen (Esquivel-Upshaw, et al., 2001). In der Literatur finden sich sehr unterschiedliche

Angaben zu den Präparationswinkeln (Mack, 1980). Viele Empfehlungen geben einen Winkel im Bereich etwa zwischen 4° und 10° als optimal an (Mack, 1980; Hansen, 2000; Arnetzl & Arnetzl, 2006; Banks, 1990; Alhazmi, et al., 2013). Während Esquivel et al. bei einem Präparationswinkel von 5° eine signifikant höhere Resistenz der Inlays gegenüber Frakturen fanden (Esquivel-Upshaw, et al., 2001), wird durch einen Winkel von 10° oder größer laut Fradeani und Barducci die passive Insertion erleichtert (Fradeani & Barducci, 1996). Auch Thompson et al. schließen aus einer Literaturrecherche, dass die TOC (total occlusal convergence) zur Reduzierung der Misserfolgsrate auf etwa 15° bis 20° erweitert werden soll (Thompson, et al., 2010).

Laut den ursprünglich vorgeschlagenen Regeln zur Inlaypräparation, sollte approximal eine kastenförmige Präparation angelegt werden, die ebenfalls nach okklusal leicht divergiert. Dabei müssen die approximalen Kontaktpunkte vollständig aufgelöst werden (Banks, 1990; Fradeani & Barducci, 1996). Auch sollte die Präparation hier nach oral und vestibulär ausgeweitet werden, damit eine präzise Abformung und eine leichtere Bearbeitung während der adhäsiven Befestigung möglich werden (Ahlers, et al., 2009). Der Boden der Kavität sollte plan sein (Ender, et al., 2011) und beim Übergang mit der Zahnoberfläche einen scharfkantigen 90° Winkel bilden (Ahlers, et al., 2009). Von einer Randabschrägung, wie dem Federrand, der bei Goldinlays präpariert wird, wird eindeutig abgeraten (Fradeani & Barducci, 1996; Hansen, 2000). Ebenso entfällt eine retentive Gestaltung der Kavität, da Keramikinlays in aller Regel adhäsiv befestigt werden und die Retention somit mikromechanisch über die Schmelz- und Dentinhaftung erreicht wird (Federlin, et al., 2007; Arnetzl & Arnetzl, 2006). Es kann somit defektorientiert und substanzschonend präpariert werden (Hansen, 2000; Höland, et al., 2008; Zaruba, et al., 2014).

Des Weiteren gilt es auch darauf zu achten, dass die okklusalen Ränder der Restauration nicht auf die Kontaktpunkte des Zahnes mit seinem Antagonisten treffen. Hohe Spannungen treten vor allem im Bereich von kleinen Radien, scharfen Kanten, Stufen und Absätzen sowie im Bereich punkt- oder linienförmiger Krafteinleitung auf. Deshalb sollten bei der konstruktiven Gestaltung Spannungskonzentrationen sowie Querschnittsänderungen durch weiche Übergänge an Absätzen und Kanten, sowie große Radien, vermieden werden. Die Keramik ist durch ihre besonders hohe Druckbelastbarkeit geprägt. Diese Eigenschaft sollte genutzt werden, indem okklusal große Kontaktflächen zum Antagonisten geschaffen werden (Arnetzl & Arnetzl, 2006; Oh & Annusavice, 2002).

Um den Langzeiterfolg der Keramikrestauration zu gewährleisten, muss die Adhäsivtechnik zwingend konsequent durchgeführt werden (Milleding, et al., 1995; Molin, et al., 1996). Da die Präparationsgrenze gerade im Hinblick darauf eine kritische Zone darstellt, wird empfohlen, diese in den supragingivalen Bereich zu legen. Neben der besseren Trockenlegung sichert ein supragingivaler Verlauf ebenfalls eine erleichterte Abformung und eine bessere Kontrolle des Randschlusses der fertigen Restauration. Beim Eingliedern lassen sich Überschüsse des Befestigungskomposits leichter entfer-

nen. Insgesamt ergibt sich somit eine bessere Prognose hinsichtlich Sekundärkaries und parodontal-hygienischer Auswirkungen (Arnetzl & Arnetzl, 2006).

Thompson et al. veröffentlichten eine Literaturübersicht und entwarfen entsprechend den optimalen Parametern folgende Zeichnungen (Abbildung 1) einer idealisierten Kavität (Thompson, et al., 2010):

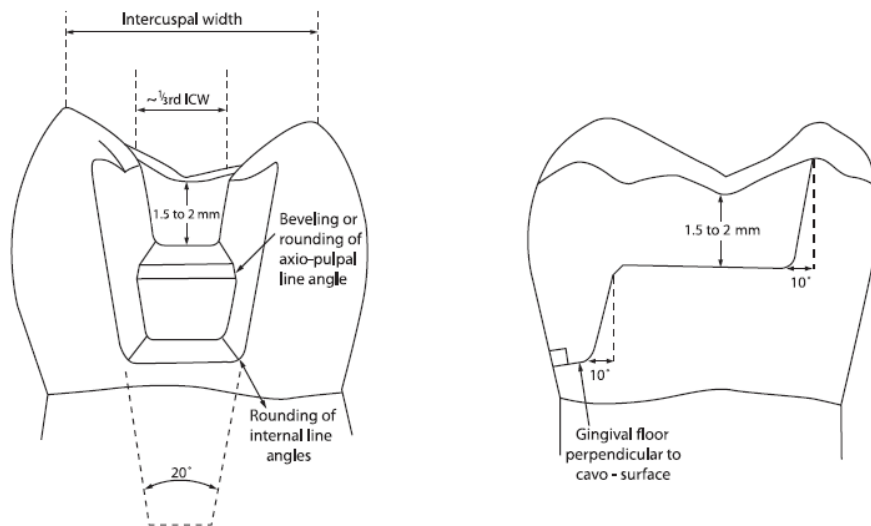


Abbildung 1: Idealisierte Kavität für ein MO-Keramikinlay (nach Thompson et al., 2010)

3.1.4. Spezielle Regeln der Kavitätenpräparation für CAD/CAM-gefertigte Keramik-inlays

Die 3D-Rekonstruktion einer digital erfassten Kavität bewirkt, dass scharfkantige Übergänge von der Produktionssoftware abgerundet werden, was beispielsweise in Aussparungen an den Kanten im Übergang vom Kavitätenboden zur lateralen Pulpawand resultiert. Gerade diese Bereiche stellen aber typische Sollbruchstellen für die Keramik dar (Hajtó & Hutsky, 2013). Im Hinblick darauf wurden neue Präparationsregeln entwickelt, welche die Haltbarkeit der Keramikinlays verbessern sollen. Dementsprechend existieren in der Literatur zwei grundlegende Präparationskonzepte: zum einen eine „abgerundet-kastenförmige Präparationsform“ welche auf den grundsätzlichen Materialeigenschaften und der adhäsiven Befestigung basiert, zum anderen eine modifizierte „runde Präparationsform“, die den physikalischen Stress herabsetzen und so die Festigkeit steigern soll (Ahlers, et al., 2009).

3.1.4.1. Abgerundet-kastenförmige Präparationsform

Im Handbuch „CEREC Basiswissen 4.0“ zum CEREC-Systems von Sirona, geben Ender et al. Präparationsrichtlinien für CEREC-Restaurationen an und veranschaulichen diese mit Abbildungen. Es wird

darauf verwiesen, dass die allgemeinen Präparationsrichtlinien für die Vollkeramik gelten. Darunter fallen auch die Einhaltung einer ausreichenden Schichtstärke und die sorgfältige Abrundung aller inneren Übergänge. Die einzige scharfe Kante darf demnach die Präparationsgrenze sein (Ender, et al., 2011).

Für die Inlay-Präparation im Speziellen werden ein planer Kavitätenboden und um 4° bis 6° nach okklusal divergierende Kavitätenwände gefordert (vgl. Abbildung 2). Insbesondere müsse darauf geachtet werden, dass keine scharfen Kanten und enge Radien präpariert werden. Aus der okklusalen Präparationsrichtung, der Einschubachse, müssen vor der optischen Abformung alle Bereiche der Präparationsgrenze gut sichtbar sein. Wenn die minimale Wandstärke von 1,5 mm bei vitalen Zähnen unterschritten wird, soll die Präparation zu einer Teilkrone erweitert werden (Ender, et al., 2011).

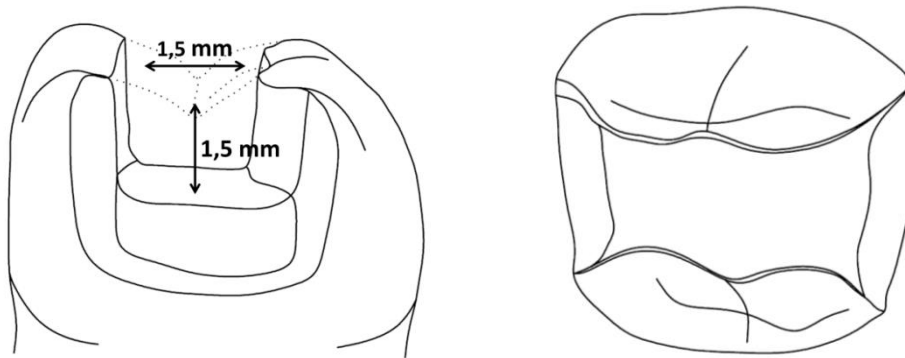


Abbildung 2: Idealisierte Kavität für ein MOD-Keramikinlay modifiziert nach Ender et al., 2011

3.1.4.2. Runde Präparationsform

Ahlers et al. publizierten 2009 ebenfalls eine Stellungnahme zur Präparationsform für Keramikinlays unter besonderer Berücksichtigung der CAD/CAM Technologie (Ahlers, et al., 2009). Auch sie entwarfen dreidimensionale Schemazeichnungen (vgl. Abbildung 3), die sich jedoch schon auf den ersten Blick stark von den erstgenannten unterscheiden. Insgesamt wirkt die dargestellte Präparation deutlich runder. Dies ergibt sich aus der Kombination der neu gewonnen Erkenntnisse, dass bestimmte Kavitätengeometrien die Stabilität der Keramik erhöhen (Arnetzl & Arnetzl, 2006; Ahlers, et al., 2009; Thompson, et al., 2010; Esquivel-Upshaw, et al., 2001), mit den zuvor schon angewandten Präparationsformen, die eher die adhäsive Befestigung und die grundsätzlichen Materialeigenschaften in den Fokus setzen (Ahlers, et al., 2009).

In ihren Richtlinien, basierend auf Literaturrecherchen, forderten sie, keine parallelen Kavitätenwände zu präparieren, sondern es wurde hier sogar ein Präparationswinkel von 6° bis maximal 10° empfohlen. Breitere Öffnungswinkel würden hingegen das Risiko einer Fraktur steigen lassen (Esquivel-Upshaw, et al., 2001).

Im Bereich der Zentralfissur, sofern es zum Erreichen der empfohlenen Mindeststärke von 1,5 mm (Banks, 1990) nötig ist, kann der Kavitätenboden mit einer diamantierten Kugel vertieft werden. Ein planer Kavitätenboden sei jedoch aufgrund der adhäsiven Befestigung nicht nötig.

Ebenfalls unterscheidet sich die angegebene Breite des okklusalen Isthmus. Ahlers et al. fordern eine Mindestbreite von 2,5 mm, weisen aber auch darauf hin, dass hierdurch die Stärke des Höckers beeinträchtigt werden kann. Sollte bei diesem eine geringere Wandstärke als 1,5 mm bis 2 mm verbleiben, müsse der Höcker eingekürzt werden (Mehl, et al., 2004; Banks, 1990).

Um Frakturen vorzubeugen, müssen bei der Präparation sämtliche Kanten abgerundet werden, sowohl innerhalb der Kavität an allen Übergängen als auch an den Kavitätenwänden. Zusammen mit der Einhaltung der Mindeststärken ergibt sich hieraus auch die Präparationsform im Approximalbereich. Hier sollte die Präparation zudem kastenförmig, ebenfalls leicht divergierend, angelegt werden, mit einem rechtwinkligen Übergang zu den Präparationsrändern (Ahlers, et al., 2009). Die Präparation des Zahnes muss zudem soweit ausgedehnt werden, dass die Kavitätenränder den Nachbarzahn nicht mehr berühren (Banks, 1990).

Ahlers et al. forderten aber auch ausdrücklich eine defektorientierte Präparation für Keramikinlays, sowohl bei der Gestaltung der zentralen Kavität als auch bei den approximalen Kästen. Entsprechend ihren Empfehlungen haben sie zudem ein Repertoire an Instrumenten vorgeschlagen, das die keramikgerechte Präparation erleichtern soll.

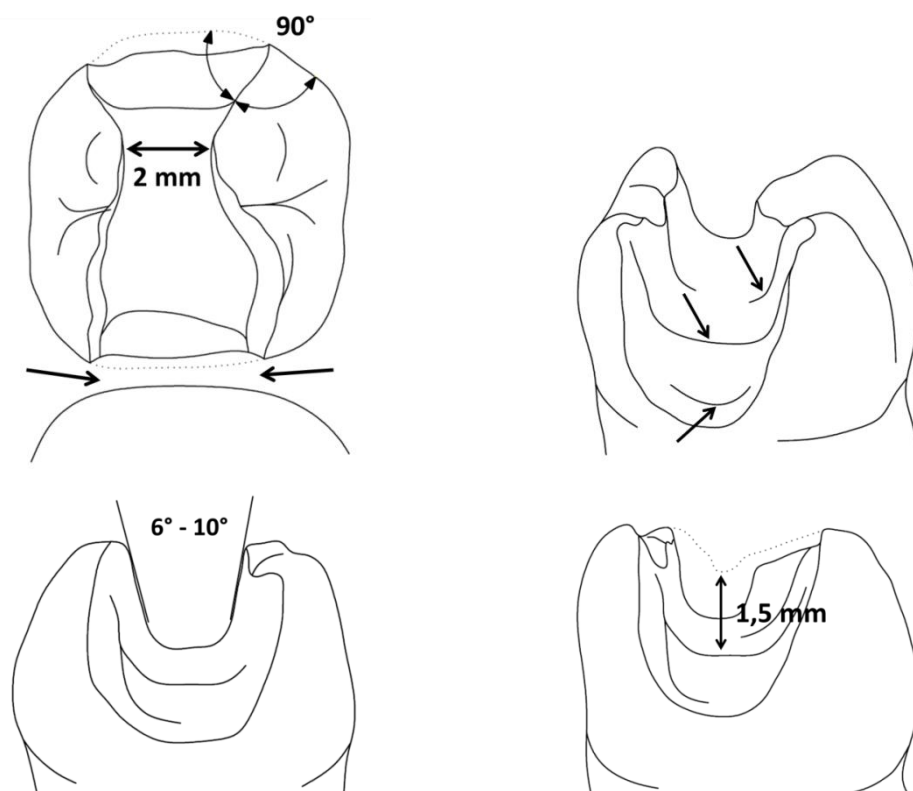


Abbildung 3: Idealisierte Kavität für ein MOD-Keramikinlay modifiziert nach Ahlers et al. 2009

3.2. Dentale CAD/CAM-Technologie

3.2.1. Definition CAD/CAM und maschinelle Bearbeitung dentalkeramischer Werkstoffe

CAD/CAM steht für “Computer Aided Design” und “Computer Aided Manufacturing”. Man versteht darunter zwei miteinander verknüpfte Herstellungsprozesse - die Konstruktion von Werkstücken am Computer und deren automatisierte, numerisch gesteuerte Herstellung aus einem Rohling über eine Fräs-, bzw. Schleifmaschine (Strietzel & Lahl, 2007; Marxkors, et al., 2008).

Ein CAD/CAM-System, wie es heute in der Zahnmedizin verwendet wird, ist in der Regel eine Kombination von drei Einheiten (Beuer, et al., 2008; Fasbinder, 2013; Strub, et al., 2006). Dies ist zum ersten die Aufnahmeeinheit, welche die Oberflächengeometrie des präparierten Zahnes und der umgebenden Strukturen wie der Nachbarzähne, der Antagonisten und des Weichgewebes in ihrer Dimension optisch oder mechanisch erfasst und die Werte in digitale Daten transformiert. Liegen diese vor, kann die zweite Einheit, die CAD-Einheit, die aus einem Rechner und einer Software besteht, sie zur dreidimensionalen Konstruktion der Restauration weiterverwenden. Diese Daten der oft hochkomplizierten Volumenmodelle werden wiederum von der CAM-Einheit, der dritten Komponente, verwertet. Anhand exakt berechneter Bahnen schleift diese schließlich die Restauration aus einem industriell vorgefertigten Keramikblock (Kordaß, 2011).

Seit bereits mehr als 150 Jahren werden in der Industrie Arbeitsabläufe mit Hilfe von Maschinen ausgeführt, die bis dahin nur in zeitaufwendiger und damit kostenintensiver Handarbeit durchgeführt werden konnten. Immer komplexere Schritte wurden zusammengefasst und automatisiert, mit dem Erfolg der Rationalisierung der Produktion: Produkte wurden billiger, fehlerfreier, schneller und schließlich auch in größerer Serie gefertigt (Strietzel & Lahl, 2007).

1948 war es zum ersten Mal möglich über CNC den Herstellungsprozess der Maschinen zu steuern (Strietzel & Lahl, 2007). Dabei bedeutet CNC „Computerized Numerical Control“, also die rechnergestützte numerische Steuerung. Sie ist aus der NC, der „Numerical Control“, bei der die Informationen noch mechanisch satzweise mit Hilfe von Lochstreifen eingelesen wurden, hervorgegangen. Der zweite große Fortschritt in der Entwicklung war Ende 1970 die Anwendung von Rechnern zur Konstruktion und Planung der Werkstücke. Basierend auf den digitalen Zeichnungen wurde dann ein NC-Fräsprogramm zur Fertigung der Arbeit erstellt. Die ersten Produktionszweige, die diese neue Technologie nutzten, waren die Raumfahrt und die Automobilindustrie (Strietzel & Lahl, 2007).

Doch anders als in der Industrie werden in der Zahnmedizin ausschließlich Unikate gefertigt. Sämtliche Restaurationen, die bei Patienten eingliedert werden, sind Einzelstücke und müssen vom ersten Schritt an individuell hergestellt werden. Dennoch hoffte auch die Zahnmedizin aus der Computer-

technologie ihren Nutzen zu ziehen. Die CAD/CAM-Technologie hatte dabei in vielen Punkten einen besonderen Reiz. So erhoffte man sich, industriell vorgefertigte und damit qualitativ hochwertigere Materialien verarbeiten zu können. War zu Beginn die Bearbeitung von Titan im Fokus der Zahnmediziner, trieb später aber gerade die anspruchsvolle Bearbeitung der neuen Aluminium- und Zirkoniumdioxidkeramiken die Entwicklung der CAD/CAM-Technologie voran, denn diese neuen Werkstoffe ließen sich mit den konventionellen Herstellungsverfahren, wenn überhaupt, nicht mit der gleichen Qualität bearbeiten (Marxkors, et al., 2008; Rudolph, et al., 2003; Strub, et al., 2006). Des Weiteren bedeuteten standardisierte Produktionsabläufe eine Minimierung der Ungenauigkeiten und eine gesteigerte Effizienz, was nicht zuletzt auch eine Senkung der Kosten bedeutete (Strub, et al., 2006; Strietzel & Lahl, 2007). Man stellte fest, dass so Restaurationen ermöglicht werden konnten, die eine sehr exakte Passung versprachen (Beuer, et al., 2008). Nicht zuletzt erhoffte man sich, durch intra-orale fotografische Aufnahmen, die für den Patienten oft sehr belastende Abformung mit konventionellen Abformmassen, zu umgehen (Strietzel & Lahl, 2007; Schubinski, 2011).

Als erstes war es Dr. François Duret, der bereits 1971 Versuche unternahm, dentale Restaurationen mit Hilfe der Computerunterstützten Fertigung herzustellen. Er wird heute noch als „der Vater der CAD/CAM-Technologie“ bezeichnet (Tinschert, et al., 2007; Schneider, 2006).

Industriekeramik zeichnet sich durch nahezu perfekte Struktureigenschaften aus (Höland, et al., 2008). Durch eine optimierte standardisierte Produktion besitzt sie im Vergleich zu individuell im Labor verarbeiteten Werkstoffen verbesserte mechanische Eigenschaften wie eine höhere Festigkeit und eine verminderte Abrasivität (Tinschert, et al., 2000; Gehre, 2000). Vor allem wird unter optimalen Bedingungen eine perfekte porenarme, homogene Struktur erreicht, was die Langlebigkeit der Restaurationen entscheidend beeinflusst (Pallesen & van Dijken, 2000; Boushell & Ritter, 2009; Thompson, et al., 1996). Studien belegen, dass industriell produzierte Keramiken den individuell im zahntechnischen Labor hergestellten überlegen sind (Schmitter, et al., 2012). So schließen Tinschert et al. aus der Beobachtung, dass industriell produzierte Keramik den höchsten Weibull-Modus aufweist, dass die Bedingungen der industriellen Fertigung zu einer verminderten Zahl an Poren, Fehlern und Rissen in der Keramik führen (Tinschert, et al., 2000).

Zur Bearbeitung der Industriekeramik stehen verschiedene Verfahren zur Auswahl. Eine in der Praxis nicht angewendete Methode ist die Sonoerosion, mit der Hochleistungskeramiken durch Ultraschall bearbeitet werden (Gehre & Kappert, 2008). Ein weiteres Verfahren ist das rein mechanische Kopierschleifverfahren „Celay“ von Mikrona. Hier ist es erforderlich erst einen Kunststoffkörper, der dem gewünschten Produkt in der Gestaltung exakt entspricht, zu modellieren, sei es direkt im Mund oder indirekt auf einem Modell. Diese Prototypen werden dann maschinell mit einem Taster registriert. Die Produktion erfolgt dabei zeitgleich, denn die Information des Tasters wird direkt über eine Um-

lenkrolle auf eine Schleifmaschine übertragen (Marxkors, et al., 2008). Auch dieses Verfahren hat sich in der Praxis nicht durchsetzen können.

Die derzeit populärste Methode ist das CAD/CAM-Verfahren. Es ermöglicht mehrere Formen der Produktion von Werkstücken. Man kann zwei Arten von CAD/CAM Herstellungsprozessen unterscheiden, zum einen die Labside-Herstellung und zum anderen die Chairside-Herstellung (Strub, et al., 2006).

Dabei versteht man unter der Labside-Fertigung die Produktion der Restauration in einem Dentallabor. Entweder werden hierbei digitale Daten der intraoral erfassten Situation, man spricht von der optischen Abformung (Mörmann, 2006), an das Labor gesendet oder die Präparation wird, was häufiger der Fall ist, konventionell abgeformt und ein Gipsmodell wird hergestellt. Dieses Gipsmodell wird dann im Labor digitalisiert und die Restauration wird konstruiert. Die endgültige Fertigung kann dann wiederum im Labor erfolgen oder extern in einem spezialisierten Zentrum (Beuer, et al., 2008; Strietzel & Lahl, 2007). So oder so ist es beim Labside-Verfahren nötig, dass der Patient zwischenzeitlich eine temporäre Versorgung eingegliedert bekommt, denn die Restauration kann erst beim zweiten Termin in der Praxis eingesetzt werden. Die Vorteile dieser Methode liegen darin, dass hierdurch eine größere Bandbreite von Restaurationsmaterialien zur Verfügung gestellt wird und der Zahnmedizinischen Zeit für den Patientenkontakt gewinnt (Strub, et al., 2006).

Währenddessen versteht man unter der Chairside-Herstellung die Fertigung der Restauration direkt am Patientenstuhl. Der Behandler formt die Situation im Patientenmund optisch ab und konstruiert die Restauration anschließend mit Hilfe der CAD/CAM-Einheit. Auch die Schleifeinheit befindet sich in der Praxis, sodass der Behandler noch in derselben Sitzung dem Patienten die Restauration eingliedern kann. Die konventionelle Abformung und die Herstellung einer temporären Versorgung entfallen bei diesem Verfahren (Beuer, et al., 2008; Christensen, 2001). Es besteht keine Gefahr der Kontamination der Dentinfläche durch Biofilme während der Herstellungsphase. Dies ist ein Vorteil im Vergleich mit dem langwierigeren laborgestützten Vorgehen (Haller, et al., 2006; Christensen, 2001). Ebenso wird die Gefahr von Schmelzrissen und Teilfrakturen reduziert, denn eine nicht adhäsiv befestigte temporäre Versorgung gibt ungepuffert die Kaukräfte auf die geschwächten Kavitätenwände ab, wodurch Frakturen entstehen können (Frankenberger, et al., 2007).

Prinzipiell kann außerdem zwischen einer auftragenden und einer abtragenden Bearbeitung unterschieden werden. Zu den auftragenden Formen zählt die Lasersinterung, mit der Metall oder aber auch Keramikpulver- oder schlicker aufgetragen werden können (Rudolph, et al., 2003; Strub, et al., 2006). Abtragend können Rohlinge durch Erosion modelliert werden. Wesentlich häufiger werden die Blöcke jedoch subtraktiv durch Fräsen bearbeitet. Keramiken, die hierfür am häufigsten verwendet werden, sind Aluminiumdioxid-, Zirkoniumdioxid- und Feldspatkeramiken (Strub, et al., 2006; Höland, et al., 2008). Hierbei kann man wiederum unterschiedliche Verfahren voneinander abgrenzen. Zum

einen ist die Hartbearbeitung eine Variante. Darunter versteht man die Bearbeitung dicht gesinterter oder gehippter Blöcke, wobei „gehippt“ für das englische „hot isostatic pressed“ steht, einem Verfahren, welches die restliche Porosität der Keramik noch weiter reduziert. Die zweite Möglichkeit ist die Bearbeitung von offenporigen keramischen Blockmaterialien, welche erst im Anschluss final gehärtet werden, sei es durch Sinterung oder durch Glasinfiltration (Strietzel & Lahl, 2007; Rudolph, et al., 2003; Beuer, et al., 2008; Höland, et al., 2008).

War es lange Zeit ein Problem, dass mit den Rohlingen nur monochrome und damit ästhetisch eingeschränkte Restaurationen gefräst werden konnten, hat die Industrie mittlerweile darauf reagiert und stellt Blöcke mit einem Farbverlauf und unterschiedlichen Opazitäten her (Höland, et al., 2008; Tinschert, et al., 2007).

Dabei ist die CAD/CAM-Fertigung nicht nur für Keramiken geeignet, prinzipiell können auch Legierungen und verschiedene Kunststoffe bearbeitet werden (Beuer, et al., 2008; Strub, et al., 2006). Jedoch ist nicht jedes System dafür geeignet, denn die verschiedenen Werkstoffeigenschaften bedürfen spezieller Werkzeuge (Marxkors, et al., 2008).

Heute ist es grundsätzlich möglich mit CAD/CAM-Systemen neben den kleineren Restaurationen wie Inlays, Onlays, Teilkronen, Veneers und Kronen auch Inlaybrücken, Flügelbrücken, Brücken und Brückengerüste mit bis zu 14 Gliedern herzustellen (Rudolph, et al., 2003). Auch die Herstellung von Stift-Stumpf-Aufbauten, Teleskopen, Stegen und Geschieben ist möglich. In der Implantologie ermöglicht CAD/CAM die Anfertigung von Bohrschablonen und Implantataufbauten (Abutments) (Tinschert, et al., 2007; Raimondo & Sartor, 2013). In der Kieferorthopädie werden mittlerweile Schienen mit Hilfe von CAD/CAM hergestellt (Sirona, 2016). Dieser Auszug aus dem breiten Anwendungsspektrum zeigt, dass die computergesteuerte Produktion von Werkstücken eine immer wichtigere Rolle im zahnärztlichen Alltag spielt und lässt vermuten, dass in Zukunft noch viele weitere Felder erschlossen werden.

3.2.2. Herstellungsprozess: Optische Abformung, CAD und CAM

Um eine dreidimensionale Information für die Konstruktion zu erhalten, kann die Präparation zum einen taktil, zum anderen optisch erfasst werden (Beuer, et al., 2008; Strub, et al., 2006). Die mechanisch-taktile Erfassung kann dabei nur am Modell erfolgen, die optische Variante kann sowohl intraoral als auch extraoral Anwendung finden. Optische Sensoren, die berührungsfrei arbeiten, gelten mittlerweile als die schnellere und präzisere Variante. Der intraorale Aufnahmevorgang, durch den der digitale Abdruck erzeugt wird, wird auch als „Computer Aided Impression“, kurz als CAI bezeichnet (Schubinski, 2011).

Mit der digitalen Abformung können einige Probleme umgangen werden, die bei einer konventionellen Abformung auftreten (Logozzo, 2013). Dazu zählen Distorsionen und Veränderungen des Volumens, die durch Manipulation der Abformung oder des Gipsmodells entstehen können, sowie Abrasion und Brüche des Modells. Außerdem können Transportschäden ausgeschlossen werden. Die Genauigkeit der digitalen Abformungen ist nach der Aufnahme nicht beeinflussbar und die elektronische Übermittlung zu einem Dentallabor geschieht ohne Datenverlust und Verringerung der Qualität (Fasbinder, 2013). So zeigen digitale Abformungen gleichwertige oder sogar bessere Ergebnisse auf als konventionelle Abformungen (Fasbinder, 2013; Schubinski, 2011).

Das Prinzip der aktiven Triangulation, nach dem die meisten optischen dentalen Scansysteme arbeiten (Schubinski, 2011), beruht darauf, dass ein durch einen Laser erzeugter Lichtstrahl auf das Objekt fällt und von dort wieder reflektiert wird. Eine Linse nimmt ihn wieder auf und leitet ihn zu einem speziellen Sensor. Dabei liegen Laser und Sensor auf einer Geraden auf gleicher Höhe. Sie bilden somit die Basis des Dreiecks aus Laser, Sensor und Objekt. Der Abstand zwischen Laser und Sensor ist bekannt, ebenso wie die Winkel zwischen dem Lichtstrahl und der Basislinie und zwischen reflektiertem Strahl und Basislinie. Mittels trigonometrischer Berechnung kann so die Entfernung des Objektes bestimmt werden (Logozzo, 2013).

Der Lichtstrahl wird in einem fest definierten Winkel zum Objekt gesendet und reflektiert zum Sensor zurück. So ist es nicht möglich Unterschnitte zu vermessen, da der Lichtstrahl entweder nicht zum Unterschnitt vordringen kann oder nicht zum Sensor zurückreflektiert wird, beziehungsweise beides. Ein sehr kleiner Triangulationswinkel kann diese Fehlerquelle minimieren, jedoch wird auch die Genauigkeit dadurch verringert. Daneben haben unter anderem auch die Abstände von der Linse und von der Lichtstrahlquelle zum Sensor Auswirkungen auf die Genauigkeit. Lange Strecken erhöhen die Präzision, allerdings werden sie aufgrund von baulichen Vorgaben der Aufnahmeeinheit begrenzt. Da auch die Wellenlänge die Genauigkeit beeinflusst, wird unsichtbares Infrarotlicht verwendet oder das noch kurzwelligere und damit präzisere Blaulicht (Logozzo, 2013).

Es lassen sich unterschiedliche Systeme lichtoptischer Sensoren unterscheiden (Kern, 2014; Logozzo, 2013; Schubinski, 2011). Um ein ganzes Objekt zu vermessen genügt ein einzelner Lichtstrahl nicht (Logozzo, 2013). Während sich Punkt- und Liniensensoren für die intraorale Erfassung somit nicht durchsetzen konnten, sind es die Flächensensoren, die aufgrund der gleichzeitigen Aufnahme aller Oberflächenstrukturen und der dadurch wesentlich kürzeren Aufnahmezeit, überzeugen. Flächensensoren werfen ganze Lichtprofile in Form von parallelen Lichtstreifen auf das Objekt, welche entsprechend der Oberflächenstruktur verzerrt reflektiert werden. Aus der Brechung wird dann die Tiefe der Struktur errechnet. Durch Verschiebung des Linienmusters während der Aufnahme, der so genannten Phasenverschiebung, lassen sich die Messpunkte eindeutig der Position zuordnen (Sichwardt, 2015).

Bei intraoralen Aufnahmen ist es wichtig, zuvor die Präparation entsprechend den Anforderungen der Kamera vorzubereiten. Der Zahnstumpf und die Nachbarzähne müssen getrocknet werden, insbesondere muss die Präparationsgrenze Beachtung finden (Fasbinder, 2013). Manche Scan-Systeme erfordern die gleichmäßige Beschichtung der Strukturen mit mattierendem Pulver um transparente und unterschiedlich reflektierende Bereiche erfassbar zu machen, da die aktive optische Triangulation über Oberflächenreflexion funktioniert (van der Meer, et al., 2012; Sichwardt, 2015).

Unter „Computer Aided Design“ versteht man die rechnergestützte Entwicklung und Konstruktion eines Produktes. Die Informationsgewinnung, die Geometrieerzeugung und schließlich die Simulation, beispielsweise als hochkomplexe dreidimensionale Volumenmodelle, werden ebenfalls dazu gezählt (Hehenberger, 2011; Fasbinder, 2013).

Basierend auf den Daten der optischen Abformung lassen sich mit der Software sowohl Gerüste konstruieren, die anschließend im Dentallabor keramisch verblendet werden, als auch vollanatomische Restaurationen (Christensen, 2001). Oft werden aus einer Datenbank entsprechende Restaurationen automatisch ausgewählt, die sich dann weitestgehend automatisch an die individuelle Situation anpassen. In der Regel hat der Anwender die Möglichkeit die automatisch berechneten Konstruktionen nach seinen Wünschen zu verändern (Strub, et al., 2006). Manche Systeme ermöglichen es auch, eine separat im Labor gefertigte Wachsmodellation in einem zweiten Scanvorgang zu erfassen, nach deren Vorgabe dann die Restauration gefräst wird (Tinschert, et al., 2007).

Um die Passung der Restauration zu gewährleisten, müssen für die Planung Werte wie die Mindeststärke des Materials entsprechend der Restaurationsart und die Zementspaltbreite berücksichtigt werden. Wird eine vollständige Restauration inklusive Kaufläche konstruiert, muss das System außerdem in der Lage sein, die Approximalkontakte und die statische und dynamische Okklusion zu berücksichtigen (Tinschert, et al., 2007). Heute ist es die Regel, dass die CAD-Systeme die Präparationsgrenze mit Hilfe von Algorithmen automatisch auffinden (Ahlers, et al., 2005).

Unter CAM, „Computer Aided Manufacturing“, versteht man die Übersetzung der digitalen Konstruktion in ein fertiges Werkstück. Die Fertigung kann dabei sowohl durch additive als auch durch subtraktive Herstellungstechniken erfolgen. Zur subtraktiven Formgebung gehört das CNC-Fräsen. Dieses wird mit Diamantschleifern und Hartmetallfräsen durchgeführt, die heute in Chairside und in inLab CAD/CAM Apparaturen oft auch kombiniert Anwendung finden, sowie durch so genanntes „Laser Milling“, das erst Anfang 2015 in die Zahnmedizin eingeführt wurde (Bilgin, et al., 2016).

Die Daten der von der CAD-Software erstellten Modellation müssen von der CAM-Software in Fräsequenzen konvertiert werden. Es werden Werkzeugbahnen generiert, die dann den Herstellungsprozess steuern. Dabei muss die CAM-Software mit spezifischen Informationen der Fräse konfiguriert werden. Dazu zählen die Größe und der Abtrag der Zerspanungswerkzeuge, der Vorschub und die Eigenschaften der zu fräsenden Rohlinge (Strub, et al., 2006; Shenoy & Prabhu, 2015).

Fräseinheiten werden klassischer Weise nach der Zahl der Fräsachsen klassifiziert (Shenoy & Prabhu, 2015; Kief, et al., 2015):

3-Achs-Maschinen sind in der Lage, sich in die drei Raumrichtungen X, Y und Z zu bewegen, was der Grundausstattung einer Fräseinheit entspricht. Sie sind nicht in der Lage, Unterschnitte zu fräsen.

4-Achs-Maschinen sind zusätzlich zu den drei linearen Achsen X, Y und Z mit einer Drehachse, in der Regel in Form eines Drehtisches, ausgestattet, die eine Rundumbearbeitung des Werkstückes ermöglicht. So können Unterschnitte in eine Richtung in das Werkstück gearbeitet werden.

5-Achs-Maschinen sind mit den drei linearen Achsen und zwei Drehachsen, dem Drehtisch und einer rotierbaren Frässpindel, ausgestattet. Damit kann das Werkzeug relativ zum Werkstück in jede beliebige Richtung gebracht und Unterschnitte in jede Richtung gefräst werden (Shenoy & Prabhu, 2015; Kief, et al., 2015).

Heute können mit CAD/CAM-Systemen Metalle wie Titan, Titanlegierungen und Chrom-Kobalt-Legierungen bearbeitet werden, zudem Kunststoffe und Keramiken, wie Silikatkeramiken, glasinfiltrierte Keramiken und Oxidkeramiken (Beuer, et al., 2008).

3.2.3. Entwicklung des CEREC-Systems

Das populärste System für die Chairside-Fertigung von keramischen Restaurationen ist in der Zahnmedizin das CEREC-System der Firma Sirona (Rudolph, et al., 2003; Pallesen & van Dijken, 2000; Christensen, 2001). Da auch in dieser Studie ausschließlich mit dem CEREC-System gearbeitet wurde, soll in diesem Abschnitt genauer darauf eingegangen werden.

Mit CEREC, was für „computer-assisted CERamic REConstruction“ steht, beabsichtigten Prof. Dr. Werner Mörmann und Dr. Marco Bandestini in den 1980er Jahren ein Verfahren bereitzustellen, das es erstmals ermöglichen sollte, vollkeramische Restaurationen wie Inlays, Onlays, Teilkronen, Veneers und Kronen innerhalb einer Sitzung herzustellen (Mörmann, 2006). Am 19. September 1985 gelang es ihnen schließlich, am Zürcher Zahnärztlichen Institut das erste Overlay zu fertigen und zu zementieren (Mörmann, 2006). Da die Restaurationen mit Hilfe von Computern sozusagen neben dem Zahnarztstuhl gefertigt werden, hat sich der Begriff „Chairside CAD/CAM“ entwickelt (Ender, et al., 2011).

Beim System CEREC 1 wurde ein Keramikblock auf eine drehbare Halterung montiert, eine diamantierte Scheibe, mit der das Werkstück herausgearbeitet wurde, war starr fixiert (Mörmann, 2006). 1986 erwarb die Firma Siemens Dental, die später in Sirona aufging, die Lizenzen des CEREC-Systems, und stieg in die Serienproduktion ein. Ein Jahr später wurde das erste CEREC 1 Gerät verkauft (Sirona, 2016). Dennoch war die erste Generation CEREC kein großer kommerzieller Erfolg, was an dem noch nicht ausgereiften System lag (Sturdevant, et al., 1999). Zum einen konnte die Software mit ihrer

unübersichtlichen Bedienung, für die eine lange Einarbeitungszeit der Behandler unbedingt von Nöten war, nicht überzeugen (Christensen, 2001), zum anderen konnten noch keine Okklusalfächen gestaltet werden. Zusätzlich wurde ein Randspalt, der selbst unter optimalen Bedingungen kaum weniger als 100 µm betrug, nicht akzeptiert (Sturdevant, et al., 1999).

Es folgten in den nächsten Jahren Verbesserungen der Keramikrohlinge und der Software, so wurde die Handhabung optimiert, die Kauflächengestaltung wurde möglich und die Schleifpräzision stieg dank eines neuen Elektromotorantriebs (Mörmann & Schug, 1997). Schließlich kam im September 1994 das System CEREC 2 mit einer vollständig überarbeiteten Hard- und Software auf den Markt (Sirona, 2016). Zu den Neuerungen zählten ein größerer, schwenkbarer Monitor auf dem die Präparation um das 12-fache vergrößert dargestellt wurde, und ein neues Design der Kamera, die nun eine sterilisierbare Kappe hatte und ein beheizbares Kamerafenster, sodass die Linse im Mund nicht mehr beschlug (Freesmeyer, et al., 2003). Die Schleifeinheit wurde zusätzlich mit einem Zylinderdiamanten ausgestattet (Estafan, et al., 2003; Mörmann, 2006; Freesmeyer, et al., 2003). So wurde die Fertigung von Hohlformen wie Kronen oder Teilkronen ermöglicht (Christensen, 2001; Freesmeyer, et al., 2003). Insgesamt gesehen brachte die neue Version von CEREC eine substanzschonendere und defektorientierte Gestaltung der Präparation mit sich, die Überkappung von Höckern und eine erste Kauflächenkonturierung (Schneider, 2006).

Zur Jahrtausendwende wurde die dritte Generation der CEREC-Geräte eingeführt (Sirona, 2016). Mit dem System CEREC 3 wurde erstmals die Aufnahmeeinheit von der Schleifeinheit getrennt (Schneider, 2006; Estafan, et al., 2003), die Daten zwischen beiden wurden per Funk übertragen. Vorteilhaft dabei war, dass beide Einheiten gleichzeitig genutzt werden konnten, das heißt, während die Schleifeinheit eine Restauration herstellte, konnte bereits eine weitere Restauration konstruiert werden. Einhergehend damit wurde das Design von CEREC grundlegend überarbeitet und der Trackball eingeführt. Außerdem wurde die Konstruktions- und Steuerungssoftware überarbeitet und auf WindowsTM NT formatiert, was die Bedienung maßgeblich beeinflusste und das System zudem beschleunigte (Strietzel & Lahl, 2007). Des Weiteren wurde bei der neuen Schleifeinheit auf die Schleifscheibe verzichtet und stattdessen ein weiterer Kegeldiamant eingebaut (Estafan, et al., 2003; Mörmann, 2006).

Seit 2001 ist das CEREC inLab-System auf dem Markt (Sirona, 2016). Ergänzend zum CEREC Chairside-System bietet es die Möglichkeit, abweichend vom Grundgedanken der Erfinder Mörmann und Bandestini, Restaurationen zu fertigen, die erst in der zweiten Sitzung eingegliedert werden. Dies wird dann für den Behandler interessant, wenn es sich beispielsweise um größere Restaurationen wie mehrgliedrige Brücken oder aber um Implantataufbauten handelt. Dazu werden die digitalen Modelldaten im STL-Format in das zahntechnische Labor oder aber auch in ein Fertigungszentrum exportiert, wo dann aus den unterschiedlichsten Materialien die fertige Restauration oder das Gerüst

gefräst werden kann. Mit CEREC inLab können mittlerweile beispielsweise bis zu 12-gliedrige Brücken, Abutments, Stege, Teleskope und Geschiebe gefertigt werden (Sirona, 2017).

Seit 2003 zeigt das CEREC-System, als CEREC 3D, eine dreidimensionale Konstruktionsoberfläche, was es für den Behandler erleichtert, Stumpf und Restauration in gewohnter Weise zu betrachten (Schneider, 2006; Mörmann, 2006). Einige Jahre später wurde die Infrarotlichtquelle der Aufnahmeeinheit gegen eine Blaulichtquelle ausgetauscht, was eine gesteigerte Genauigkeit mit sich bringen sollte (van der Meer, et al., 2012; Logozzo, 2013). Entsprechend wurde diese neue Kameraversion als CEREC Bluecam und das komplette System ab 2009 unter dem Namen CEREC AC vermarktet (Sirona, 2016; Cook & Fasbinder, 2012).

Prof. Dr. Albert Mehl und Prof. Dr. Volker Blanz gelang es 2007 mit der Entwicklung des „biogenerischen Zahnmodells“ einen weiteren Meilenstein in der CAD/CAM-Technologie zu legen (Cerec, 2012). Durch einen Abgleich eines mathematischen Modells mit der Restzahnschubstanz konnte so erst für Inlays und Onlays und drei Jahre später auch für Kronen, Brücken und Veneers eine individuelle, patientenspezifische Restauration berechnet werden, die exakt zu den Nachbarzähnen und Antagonisten passt. Grundlage für das Verfahren war die wissenschaftliche Erkenntnis, dass morphologische Zusammenhänge zwischen den Zähnen bestehen, die sich als mathematische Funktion ausdrücken lassen (Ender, et al., 2011). Anders als bisher, wo die Restzahnschubstanz mit Zahndatenbanken abgeglichen wurde und diese als Grundlage für die Berechnung der Restauration diente, konnte nun die einzigartige Zahnmorphologie eines Patienten, also die Kaufläche und die äußere Form von Nachbarzähnen, Antagonisten oder auch eines gleichwertigen Zahnes aus dem gegenüberliegenden Quadranten zur Berechnung genutzt werden (Ender, et al., 2011; Fasbinder & Poticny, 2010; Cerec, 2012). Untersuchungen von Litzenburger et al. ergaben, dass mit der biogenerischen Berechnung Inlays und Onlays hergestellt werden können, die mindestens so natürlich erscheinen, als wenn sie von erfahrenen Technikern modelliert werden (Litzenburger, et al., 2013).

Mit der Version SW 4.0 brachte CEREC 2011 eine neue Software-Generation auf den Markt, die mit einer verbesserten, modernisierten Benutzeroberfläche die Bedienung noch einmal deutlich erleichtern sollte. Zudem war es mit ihr möglich für einen Patienten auch mehrere Restaurationen in einer Sitzung zu fertigen. Ihr folgten weitere Verbesserungen bis hin zur aktuellen Version CEREC SW 4.5 (Sirona, 2016; Ender, et al., 2011; Sirona, 2017).

Die CEREC AC Omnicam ist die aktuelle Version der CEREC Kameras (Sirona, 2016). Die fünfte Generation, die 2012 erstmals auf den Markt gebracht wurde, stellte eine grundlegend andere Aufnahmefunktion dar. Wurden bisher Aufnahmen dann automatisch von der Kamera ausgelöst, sobald sie still über dem Objekt zu liegen kam, ist die Omnicam dadurch charakterisiert, dass sie im Videomodus permanent 20 Bilder pro Sekunde aufnimmt. Somit ist die Überlappung der einzelnen Bilder größer und dadurch schließlich die Oberflächenregistrierung verbessert (van der Meer, et al., 2012). Außer-

dem wurden die Bilder erstmals in Farbe aufgenommen und die Aufnahmen konnten ab sofort, ohne die Präparation zuvor mit Puder zu beschichten, aufgenommen werden (Wiedhahn, et al., 2012; Sirona, 2016; Sirona, 2017).

Heute hat sich das CEREC Chairside-System in vielen zahnärztlichen Praxen etabliert und kann auch, wie viele Langzeitstudien insbesondere zu Inlayrestorationen belegen, als bewährt gelten (Federlin, et al., 2007; Pallesen & van Dijken, 2000; Mörmann, 2006). In einer Studie von Posselt und Kerschbaum wurden 2.328 mit dem CEREC-Systemen 1 und 2 hergestellte Inlays und Onlays bei 794 Patienten über einen Zeitraum von neun Jahren untersucht. Die Überlebensrate der Restaurationen lag bei 95,5% (Posselt & Kerschbaum, 2003). In einer 2006 publizierten Studie von Reiss betrug die Überlebensrate der mit dem CEREC 1-System gefrästen Inlays und Onlays nach 18 Jahren noch 84,4% (Reiss, 2006). Gerade auch im Vergleich mehrerer Seitenzahnrestorationen erreichten die CAD/CAM-gefertigten Inlays mit einer jährlichen Misserfolgsrate von nur 1,7% ein sehr gutes Ergebnis (Goldinlays/-onlays 1,4%; Keramikinlays/-onlays 1,9%; direkte Kompositfüllungen 2,2%; Kompositinlays/-onlays 2,9%; Amalgam 3,0%) (Manhart, et al., 2004).

3.3. Innere Passung

3.3.1. Definition innere Passung

Die innere Passgenauigkeit ist eine wichtige Größe, welche die Langzeitstabilität der Restauration maßgeblich beeinflusst (Guess, et al., 2014; Baresel, et al., 2015; Karakaya, et al., 2005; Bergman, 1999). Sie ist definiert als der mittlere Abstand zwischen Innenfläche der Restauration und Zahnoberfläche, der die Retention der Restauration bestimmt (Baresel, et al., 2015; Ender, et al., 2011).

3.3.2. Bedeutung der inneren Passung

Der Fügespalt gilt als eine Zone der Frakturentstehung (Guess, et al., 2014). Verstärkt durch die unterschiedlichen Elastizitätsmodule von Zahn, Befestigungskomposit und Keramik, kommt es gerade in dieser Interaktionszone zu Spannungen. Durch hohe Krafteinwirkungen, wie die Kaubelastung, können Mikrorisse an der Unterseite der Keramikrestauration entstehen. Diese können sich nach okklusal ausbreiten und schließlich in Bulkfrakturen der Restauration enden. Erhöhte Spaltbreiten stellen somit eine signifikante Reduktion der Beständigkeit der Keramikrestaurationen dar (Guess, et al., 2014; Karakaya, et al., 2005).

Bei adhäsiver Befestigung übt die Polymerisationsschrumpfung eine Kraft auf die Zahn-Zement-Keramik-Interaktionszone aus. Übersteigt die Kraft der Polymerisationsschrumpfung die der Adhäsionskraft des Befestigungskomposits an Zahn oder Keramik, können ebenfalls Risse entstehen. Gerade bei einem verbreiterten Fügspalt tritt diese Problematik verstärkt auf. Eine gute dreidimensionale Passung der Restauration ist deswegen nötig, um eine bestmögliche mechanische Abstützung der Restauration durch die Zahnstruktur und durch das Befestigungskomposit zu gewährleisten (Guess, et al., 2014; Karakaya, et al., 2005; Milleding, et al., 1995).

Während ein zu breiter Zementspalt die Retention der Restauration herabsetzt (Baresel, et al., 2015), kann ein zu schmaler Spalt hingegen zu einer Klemmpassung führen. Spannungen, die hierdurch in der Keramik auftreten, können ebenfalls in einer Bulkfraktur der Restauration enden (Tinschert, et al., 2007). Ein gleichmäßiger Zementspalt gewährleistet zudem den gerichteten Abfluss des Befestigungskomposits.

Gerade auch weil Optimierungen der CEREC-Einheit die marginale Passung der Restaurationen weiter verbessert haben, ist die interne Passung heute weiter ins Zentrum des Interesses der Forschung gerückt (Seo, et al., 2009).

3.3.3. Messverfahren

Eine Möglichkeit der Vermessung des inneren Spaltes, ist das Scannen der Proben mit einem Mikro-Computertomographen. Vorteile dieser Methode sind die sehr hohe Genauigkeit und die zerstörungsfreie Erfassung von Probekörpern, sodass diese auch für weitere Versuche unverändert zur Verfügung stehen. Der Spalt ist dann, was durch keine andere Messmethode ermöglicht wird, in allen gewünschten Richtungen und Winkeln analysierbar (Alajaji, et al., 2017).

Eine Röntgenquelle sendet dafür Strahlen durch das Prüfobjekt, das in der Regel auf einem Drehtisch befestigt ist. Die Strahlen fallen auf einen Detektor und bilden dort das Objekt ab. Mit Mikro-CTs sind Auflösungen im Bereich von etwa 1 μm möglich (Hanke, 2010). Mit Hilfe von Rekonstruktionsverfahren wird anschließend aus den generierten zweidimensionalen Daten ein dreidimensionales Bild berechnet, bei dem auch sämtliche innere Strukturen des Objektes dargestellt sind (Kramme, 2007).

3.3.4. Werte in der Literatur

In der Literatur finden sich keine genauen Angaben zu Grenzwerten für den inneren Spalt von Restaurationen. Für adhäsiv befestigte Restaurationen werden Spaltbreiten von 200 μm bis 300 μm diskutiert. Zu diesen Werten gibt es aber keine wissenschaftliche Evidenz (Baresel, et al., 2015; Mou, et al., 2002). Eine innere Spaltbreite zwischen 50 μm und 100 μm wird hingegen allgemein in der wis-

senschaftlichen Literatur als anzustrebender Wert angesehen (Baresel, et al., 2015; Mou, et al., 2002; Tinschert, et al., 2007; Bergman, 1999).

Nach Ender et al. soll aufgrund der adhäsiven Befestigung keramischer Restaurationen der innere Spalt, der beim CEREC-System als Spacer bezeichnet wird, so gewählt werden, dass eine passive Passung entsteht (Ender, et al., 2011). Sie empfehlen dazu eine Breite von 80 µm. Im okklusalen Bereich, der so genannten Klebefuge, soll die Breite auf 60 µm verengt werden.

In der Literatur sind nur wenige Studien zur inneren Passung von CAD/CAM-gefertigten Keramikinlays oder Teilkronen zu finden.

Addi et al verglichen in einer 2002 publizierten Studie MOD-Inlays zweier unterschiedlicher Presskeramiken (IPS Empress und Opc) mit einer Gruppe maschinell gefräster Inlays (Addi, et al., 2002). Hierzu wurde ein zu dem Zeitpunkt neu eingeführtes CAD/CAM-System (Decim) untersucht. Die heißgepressten Restaurationen zeigten dabei nach der Zementierung innere Spaltbreiten von durchschnittlich 206 µm (± 60 µm) und 278 µm (± 128 µm). Die Spalten der maschinell gefrästen Inlays lagen im Vergleich mit 243 µm (± 85 µm) zwischen diesen beiden Gruppen.

Guess et al. verglichen zwölf Jahre später in einer Studie ebenfalls unter anderem die Passung von CAD/CAM-gefrästen Restaurationen im Vergleich zu gepressten (Guess, et al., 2014). Sie stellten fest, dass die CAD/CAM-gefrästen Onlays einen signifikant breiteren Randspalt aufwiesen als die gepressten Onlays. So betrug der Mittelwert von ersteren 103,37 µm (96,66 µm - 110,08 µm), der der beiden Vergleichsgruppen lag bei 66,90 µm (57,45 µm - 76,36 µm) (IPS e.max Press) bzw. 58,31 µm (42,19 µm - 74,43 µm) (VITA PM9). In dieser Studie wurde der adhäsive Spalt im CAD-Verfahren vorab auf 50 µm eingestellt. Damit lagen sämtliche Mittelwerte des Zementspaltes jedoch deutlich unter denen von Addi et al.

Auch Alajaji et al. verglichen in einer 2017 publizierten Studie die Passgenauigkeit von Inlays, die zum einen mit einer Drei-Achs-Fräsmaschine und zum anderen mit einer Fünf-Achs-Fräsmaschine gefräst wurden, mit einer dritten Gruppe heißgepresster Inlays (IPS e.max) (Alajaji, et al., 2017). Die Durchschnittswerte des inneren Spaltes betrugen für die Drei-Achs-Fräsmaschine 176,99 µm ($\pm 33,39$ µm), für die Fünf-Achs-Fräsmaschine 160,89 µm ($\pm 21,22$ µm) und für die gepressten Inlays 75,95 µm ($\pm 16,09$ µm).

Untersuchungen zur inneren Passung von Restaurationen, die mit dem CEREC-System hergestellt wurden, sind entsprechend noch seltener in der Literatur zu finden.

Martin und Jedyakiewicz (Martin & Jedyakiewicz, 2000) untersuchten mit dem CEREC 2 System hergestellte MOD-Inlays anhand von Schliffpräparaten. Sie fanden einen durchschnittlichen inneren Spalt von 211 µm (± 15 µm) im unteren Bereich der oral/vestibulären Kavitätenwände. Am Kavitätenboden ergab sich ein Spalt von durchschnittlich 143 µm (± 47 µm) und an der inneren axialen Kastenwand eine Breite von 127 µm (± 50 µm).

In einer Studie von Seo et al. wurden mit dem CEREC 3 System Teilkronen für unterschiedlich präparierte Stümpfe hergestellt und die interne Passung anschließend mit einem Mikro-CT vermessen (Seo, et al., 2009). Der ersten Gruppe wurde ein Höcker eingekürzt und eine Schulter präpariert. Die durchschnittliche Spaltbreite betrug hier $197,3\text{ }\mu\text{m}$ ($\pm 48,2\text{ }\mu\text{m}$). Bei der zweiten Gruppe wurde lediglich die Höhe des Höckers reduziert, der interne Spalt betrug $171,2\text{ }\mu\text{m}$ ($\pm 45,1\text{ }\mu\text{m}$). Bei der dritten Gruppe fand sich eine innere Passung von $152,7\text{ }\mu\text{m}$ ($\pm 27,1\text{ }\mu\text{m}$). Hier wurde der Höcker in seiner Höhe komplett reduziert und zudem eine Stufenpräparation angelegt.

Estafan et al. verglichen in einer Studie die Passgenauigkeit von Klasse II-Kavitäten, die zum einen mit einem CEREC 2 und zum anderen mit einem CEREC 3 Gerät gefertigt wurden (Estafan, et al., 2003). Zur Bestimmung der inneren Passung wurden Schliffpräparate hergestellt und der Kavitätenboden an drei Stellen vermessen. Bei den CEREC 2 Inlays wurden durchschnittliche Spaltbreiten von $42,8\text{ }\mu\text{m}$, $52,8\text{ }\mu\text{m}$ und $58,6\text{ }\mu\text{m}$ gemessen. Die mit CEREC 3 gefrästen Inlays wiesen mit durchschnittlich $52,2\text{ }\mu\text{m}$, $43,7\text{ }\mu\text{m}$ und $39,1\text{ }\mu\text{m}$ eine geringfügig differierende Passung auf (Estafan, et al., 2003).

3.4. Randspalt

3.4.1. Definition Randspalt

Neben der inneren Passung stellt vor allem auch der Randspalt eine sensible Zone für jede Restauration dar. Gerade bei konventionell zementierten Versorgungen bedingt ein zu großer Fügespalt eine schnellere Auswaschung des Zementes (Molin, et al., 1996; Heymann, et al., 1996; Inokoshi, et al., 1992; Milleding, et al., 1995). Dies führt wiederum zu einer größeren Gefahr der Randfrakturen (Krämer & Frankenberger, 2005; Milleding, et al., 1995; Heymann, et al., 1996) und zudem können Mikroorganismen vordringen und eine Sekundärkaries auslösen (Milleding, et al., 1995; Nawafleh, et al., 2013; Hahn, et al., 1993; Meier, et al., 2008). Weiterhin kann die vitale Pulpa bei freiliegenden Dentintubuli irritiert werden (Goldman, et al., 1992; Nawafleh, et al., 2013). Gerade auch bei subgingivalen Restaurationen führen diese Nischen zu Plaqueanlagerung und so schließlich auch zu Parodontopathien (Hahn, et al., 1993; Wolf, et al., 2004).

Ein idealer Randschluss ist dann erreicht, wenn weder eine Über- noch eine Unterkonturierung vorliegt und die Restauration der Präparationsgrenze an allen Stellen spaltfrei anliegt (Rehberg, 1971). Jedoch stellt sich die Frage, wie der Randspalt überhaupt gemessen werden soll, denn je nach Betrachtungsrichtung erhält man verschiedene Messergebnisse. Holmes et al. griffen diese Problematik auf und verfassten eine Terminologie, die zwischen horizontaler und vertikaler Diskrepanz unterschied. Zudem definierten sie die Begriffe Über- und Unterkonturierung und unterschieden zwischen

innerem und marginalem Spalt. Holmes et al. betrachteten es als am sinnvollsten, bei Studien die „absolute marginale Diskrepanz“ zu bestimmen, die sich aus dem Abstand zwischen Restaurationsrand und der Präparationsgrenze unter Einbeziehung der Über- oder Unterextension ergibt. So ist gewährleistet, dass keine Stellen als spaltfrei deklariert werden, die in eine der Richtungen, sei es nach vertikal oder nach horizontal, doch eine Differenz aufzeigen. Sie appellierten auch daran, die gemessenen Werte zumindest genau nach ihrer Art zu klassifizieren, damit es möglich ist, unterschiedliche Studien vergleichbar zu machen (Holmes, et al., 1989).

In vielen Studien wird der Randspalt vermessen, indem die Werte direkt am Präparationsrand bestimmt werden. In anderen Studien werden jedoch auch Schliffpräparate hergestellt; es wird dementsprechend nicht die Passung direkt am Präparationsrand ermittelt, sondern die innere Passung. Dies verdeutlicht, dass der Begriff Passgenauigkeit nicht mit dem Begriff Randschluss gleichgesetzt werden darf. Eine weitere Ursache warum es nur schwer möglich ist, verschiedene Studien miteinander zu vergleichen, ist, neben der unterschiedlichen Deklaration, dass sehr unterschiedliche Versuchsaufbauten, Messmethoden und Messorte zur Anwendung kommen (Nawafleh, et al., 2013). Gerade im Hinblick auf gefräste vollkeramische Restaurationen wird beispielsweise der Fügespalt in vielen Studien erst bestimmt, nachdem das Werkstück manuell angepasst wird; andere Autoren nehmen keine Korrekturen nach dem Schleifprozess vor (Estafan, et al., 2003; Sturdevant, et al., 1999; Alajaji, et al., 2017).

3.4.2. Bedeutung der Breite des Randspaltes

Für Restaurationen aus Metall, die konventionell zementiert werden, gilt es als empirisch belegt, dass der Randspalt so klein wie nur möglich gehalten werden muss (Molin, et al., 1996; Nawafleh, et al., 2013). Dabei sind in unterschiedlichen Studien verschiedene Maximalwerte zu finden (Karlsson, 1993; Molin, et al., 1996; Rehberg, 1971; Seo, et al., 2009). Bei vielen Autoren gilt ein Wert zwischen 50 µm und 100 µm als akzeptabel (Molin, et al., 1996; Inokoshi, et al., 1992). Doch ob diese Werte auch bei adhäsiv befestigten Restaurationen gelten, wird immer wieder diskutiert, da das Befestigungskomposit durch wesentlich geringere erosive Anfälligkeit länger stabil in der Inlay-Zahn-Interaktionszone verbleibt als konventioneller Befestigungszement (Bergman, 1999).

Die Zementauswaschung ist vor allem zu Beginn der Liegezeit einer Restauration von Bedeutung. Isenberg et al. fanden in einem Versuch mit unterschiedlichen dualhärtenden Kompositen heraus, dass der Fügespalt in den ersten zwölf Monaten einem linearen Verschleiß unterliegt, dann verringert sich die Auswaschung. So konnte zwischen einem Jahr und 36 Monaten keine weitere Auswaschung des Befestigungszements gemessen werden (Isenberg, et al., 1992). Leinfelder vermutete,

dass die Auswaschung des Zementes in aller Wahrscheinlichkeit fortschreitet, bis sie der Hälfte der Breite des marginalen Spaltes entspricht (Heymann, et al., 1996).

Studien belegen, dass, obwohl die Breite des Randspalts einen nachweislichen Einfluss auf die Abrasion des Befestigungskomposits hat (Molin, et al., 1996; Inokoshi, et al., 1992), die Abrasion der Klebefuge dennoch nicht zwingend die Langlebigkeit der Restauration bestimmt (Karlsson, 1993; van Dijken, et al., 1998). Weiterhin reduziert eine breite Klebefuge den C-Faktor, denn das Verhältnis von ungebundener zu gebundener Oberfläche verschiebt sich hin zur ungebundenen Oberfläche. Somit verringert sich die Kontraktionsspannung an den Kavitätenwänden, die Gefahr des Adhäsionsverlustes sinkt und einhergehend damit auch die der Randspaltbildung. Heute wird mehr und mehr die Meinung vertreten, dass Verarbeitungsfehler während des adhäsiven Procedere und die Verwendung von simplifizierten Adhäsivsystemen den Haftungsmechanismus ungünstig beeinflussen und die Belastbarkeit des Fügespals entscheidend herabsetzen (Frankenberger, et al., 2007; Molin, et al., 1996; Mahn, et al., 2015; Banks, 1990).

Dennoch wird ein schmaler Randspalt immer noch als ein Merkmal einer perfekten Restauration angesehen, beziehungsweise gilt entgegengesetzt, dass eine große marginale Diskrepanz immer ein Hinweis auf eine Schwachstelle des Systems ist. Auch wenn Unterschnitte an den Grenzflächen, die durch den vermehrten Verschleiß oder durch Versagen des Befestigungskomposits entstanden sind, nicht direkt mit dem Verlust der Restauration korrelieren, sind sie doch eine Prädilektionsstelle für Sekundärkaries. Des Weiteren gewährleistet ein schmaler Fügespalt zwischen Keramik und Zahnhartsubstanz auch, dass die Belastung des Komposits durch die Polymerisationsschrumpfung nicht allzu groß wird (Milleding, et al., 1995), was wiederum den Widerstand gegen Abrasion erhöht und somit der Entstehung von Unterschnitten entgegenwirkt. So stimmen die meisten Autoren überein, dass die Breite des Randspaltes einen limitierenden Faktor des klinischen Erfolges einer adhäsiv befestigten Keramikrestauration darstellt (Mörmann & Schug, 1997; Mörmann & Krejci, 1992; Estafan, et al., 2003; Holmes, et al., 1989; Karlsson, 1993; Milleding, et al., 1995; Nawafleh, et al., 2013; Pallesen & van Dijken, 2000).

3.4.3. Studien zum Randspalt bei CEREC Restaurationen

Betrachtet man die Ergebnisse der Randspaltmessung verschiedener Studien von Restaurationen, die mit dem CEREC-System hergestellt wurden, so muss berücksichtigt werden, dass verschiedene Faktoren erheblichen Einfluss auf die Passgenauigkeit haben. Neben den unterschiedlichen Definitionen des Randspaltes ist es vor allem auch die Tatsache, dass die Restaurationen mit verschiedenen Generationen des Chairside CAD/CAM-Verfahrens produziert wurden.

Mörmann und Krejci fanden 1992 in ersten Studien zu der Randqualität von mit der ersten CEREC Generation hergestellten Inlays noch Spaltwerte zwischen 140 μm und 265 μm (Mörmann & Krejci, 1992). Ein Jahr später publizierte Werte der überarbeiteten Einheit und Software ergaben im Schnitt eine Spaltbreite von 169 μm mit einer Standardabweichung von 48 μm (O'Neal, et al., 1993). Andere Studien zu ebenfalls weiterentwickelten Versionen des CEREC 1 ergaben sogar nur Randspalte zwischen 80 μm und 120 μm (Duret, 1993). Inokoshi et al. beobachteten an den Ecken der approximalen Kästen einen, mit durchschnittlich 176 μm deutlich verbreiterten Spalt, da das CEREC-System nicht in der Lage ist, scharfe Kanten zu produzieren. Deshalb empfahlen sie eine Präparationsform mit abgerundeten Kanten, bei denen sie nur eine durchschnittliche Spaltbreite von 96 μm messen konnten (Inokoshi, et al., 1992).

Die komplett überarbeitete zweite CEREC Generation, die 1994 auf den Markt kam, brachte laut Mörmann eine Steigerung der Schleifpräzision um das 2,4-fache mit sich. In der 1997 veröffentlichten Studie betrug der Randspalt von Inlays im Durchschnitt 56 μm ($\pm 27 \mu\text{m}$) und konnte überdies als sehr gleichmäßig bezeichnet werden (Mörmann & Schug, 1997). Andere Publikation präsentierten sogar eine Verbesserung des okklusalen Randspaltes von 34% (Sturdevant, et al., 1999) beziehungsweise 35% (Benz, et al., 1996) und immerhin 8% im Bereich des approximalen Randspaltes (Sturdevant, et al., 1999). Sirona vermarktete das CEREC 2 System unter der Angabe, dass der Randspalt durchschnittlich zwischen 50 μm und 60 μm beträgt (Schug, et al., 1995). Gleiche Werte für den Randspalt (50 $\mu\text{m} \pm 19 \mu\text{m}$) fanden auch Martin und Jedyakiewicz bei MOD-Inlays an extrahierten Prämolaren (Martin & Jedyakiewicz, 2000), jedoch sahen sie auch, dass in den Winkeln der approximalen Kästen die Werte erhöht waren (159 $\mu\text{m} \pm 42 \mu\text{m}$). Sie bestätigten in diesem Punkt die Beobachtungen aus einer Studie aus dem Vorjahr von Sturdevant et al. Der Randspalt in ihrer Studie unterschied sich jedoch deutlich mit approximal durchschnittlich 97 μm ($\pm 66 \mu\text{m}$) (Sturdevant, et al., 1999).

Guess et al. konnten 2014 auch mit dem CEREC 3 System die Werte von Schug et al. in einer Studie erreichen; die durchschnittliche Breite des marginalen Fügspaltes betrug 50,09 μm (47,18 μm - 52,99 μm). Sie stellten aber fest, wie auch Nawafleh et al. (Nawafleh, et al., 2013), dass die Breite des Randspaltes nach der Zementierung generell erhöht war, wenn auch alle Werte noch im klinisch akzeptablen Bereich lagen. Dahingegen hat aber eine thermomechanische Ermüdung keinen entscheidenden Einfluss auf die Randpassung (Guess, et al., 2014). Estafan et al. verglichen das CEREC 3 System direkt mit dem Vorgängermodell und konnten keinen signifikanten Unterschied feststellen. Konnten sie mit dem CEREC 2 System gingival einen durchschnittlichen marginalen Spalt von 42,8 μm bis 58,6 μm feststellen, verringerte er sich mit dem CEREC 3 System auf 39,1 μm bis 52,2 μm . Sie stellten auch ein vermindertes Chipping der Inlays der neuen Generation fest, woraus sie eine verbesserte Schleifpräzision folgerten (Estafan, et al., 2003). Reich et al. verglichen die Spaltbreite von

Onlays, von denen eine Gruppe mit der dritten CEREC-Generation hergestellt wurde und eine zweite im Labor gepresst wurde. Dabei waren die Ergebnisse der CEREC-Gruppe mit einer durchschnittlichen Spaltbreite von 70 μm ($\pm 32 \mu\text{m}$) zwar schlechter als die der Kontrollgruppe (56 μm $\pm 31 \mu\text{m}$), dennoch kamen die Autoren zu dem Schluss, dass diese Differenz klinisch nicht relevant ist, da die Grenze von 100 μm nicht erreicht wurde (Reich, et al., 2008).

In den meisten klinischen Langzeitstudien wurden bei Inlays, die mit dem CEREC-System hergestellt wurden, keine Sekundärkaries festgestellt (Isenberg, et al., 1992; Krämer & Frankenberger, 2005). Nur in wenigen Studien wurde eine geringe Frequenz von Sekundärkaries gezeigt (Pallesen & van Dijken, 2000).

4. Ziel der Untersuchung

Das Ziel dieser Untersuchung war es, durch eine *in-vitro*-Studie zu analysieren, ob die Präparationsform einer Kavität die interne und marginale Passung eines CAD/CAM-gefrästen dreiflächigen MOD-Keramikinlays beeinflusst.

Folgende Hypothesen sollen in dieser Arbeit untersucht werden:

1. Es bestehen keine signifikanten Unterschiede bezüglich der internen und marginalen Passung zwischen einer abgerundeten Präparationsform mit flachem Kavitätenboden und abgerundeten Übergängen zu den Kavitätenwänden und einer runden Präparationsform, bei der auch der Kavitätenboden rund präpariert wurde.

Weitere sekundäre Merkmale, die in der Untersuchung betrachtet werden, sind die Isthmusbreite und die Divergenz der Kavität. Folgende Hypothesen wurden untersucht:

2. Es bestehen keine signifikanten Unterschiede bezüglich der internen und marginalen Passung zwischen Kavitäten mit einem schmalen Isthmus im Vergleich zu Kavitäten mit breiterem Isthmus.
3. Es bestehen keine signifikanten Unterschiede bezüglich der internen und marginalen Passung zwischen Präparationen mit unterschiedlichen stark nach okklusal divergierenden Kavitätenwänden.

5. Material und Methode

Der Ablauf der Untersuchung ist in der folgenden Abbildung 4 dargestellt.

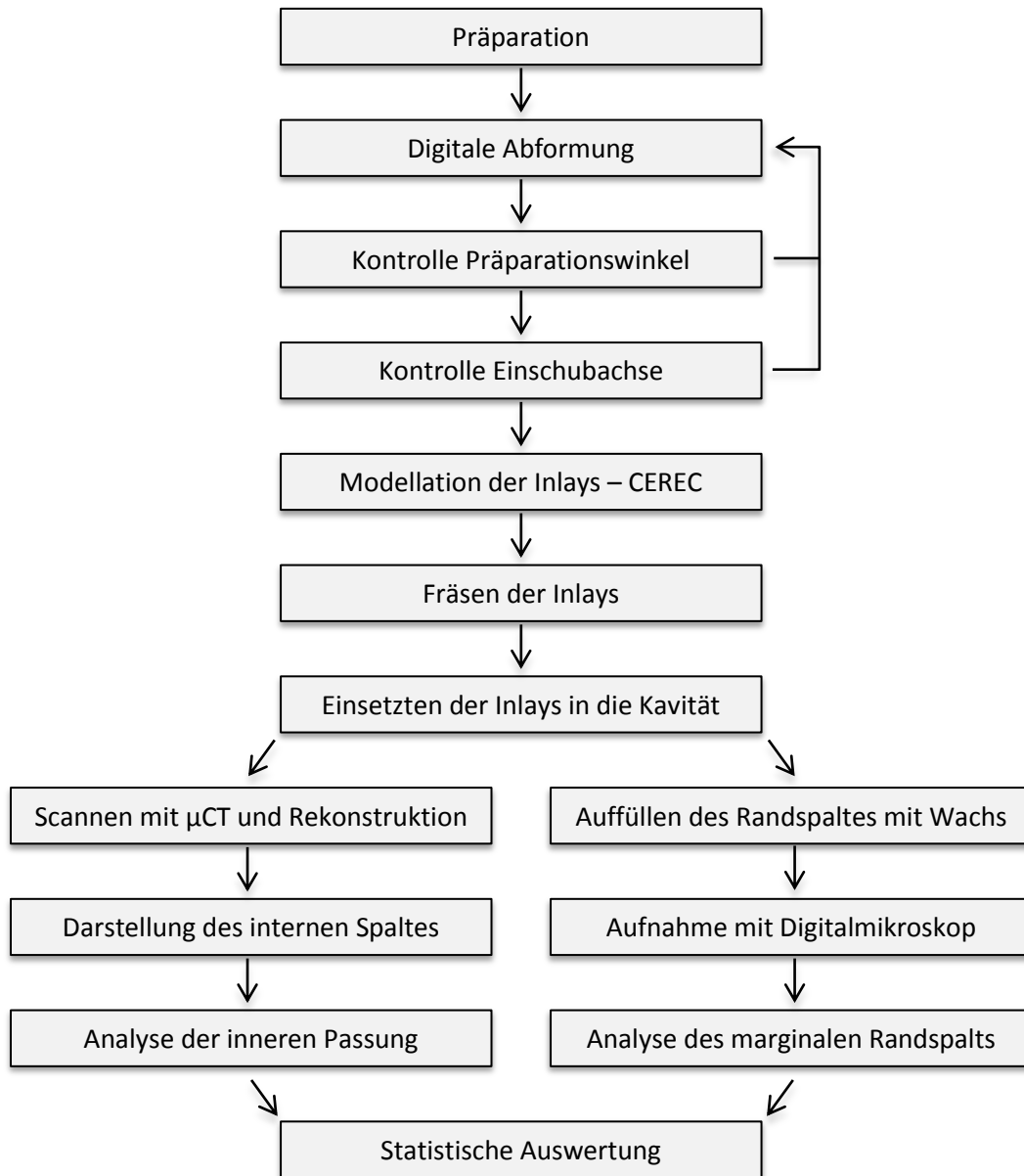


Abbildung 4: Übersicht über den Arbeitsablauf

5.1. Präparation der Kavitäten

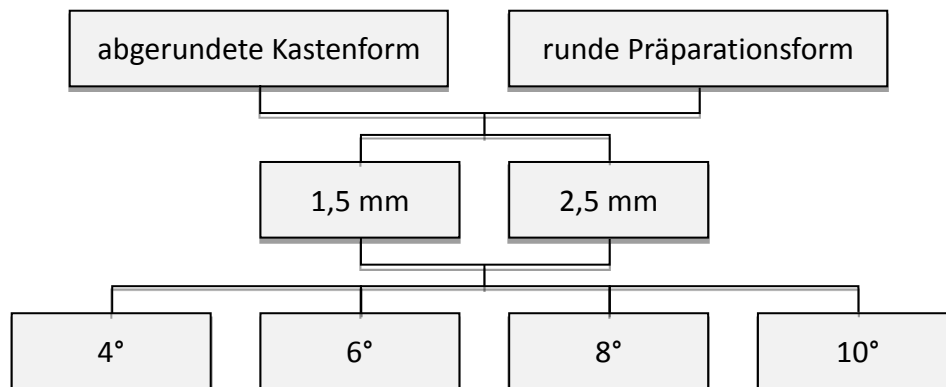


Abbildung 5: Übersicht über die Präparationsparameter - Präparationsform, Isthmusbreite und Divergenzwinkel der Kavitätenwände (in $\alpha/2$)

5.1.1. Präparationsformen

Zur Ermittlung der internen Passgenauigkeit und der Randqualität von CAD/CAM-gefrästen Inlays wurden bei 16 Duroplast-Molaren [Position 16, M7] mesial-okklusal-distale (MOD) -Kavitäten mit unterschiedlichen Formen, Winkeln und Isthmusbreiten präpariert (Abbildungen 5 und 6).

Zur Präparation wurden zum einen konische Diamanten mit abgerundeten Kanten sowie zum anderen Kugeln verwendet. Alle Kavitäten wurden abschließend mit formkongruenten Finierdiamanten geglättet [M5].

Dabei wurden zwei grundsätzlich unterschiedliche Kavitätenformen präpariert. Bei einer Hälfte der Molaren wurde eine abgerundete Kastenform (Abbildungen 7 bis 14) präpariert. Dazu wurde der Kavitätenboden in mesial-distaler Richtung mit abgerundeten zylinderförmigen Präparationsdiamanten [M1a, M1b] plan gestaltet. Zu den geraden axialen Wänden hin waren die Kanten abgerundet.

Bei der anderen Hälfte der Molaren wurde eine runde Form (Abbildungen 15 bis 22) präpariert. Der Isthmus wurde hier in mesial-distaler Richtung mit kugelförmigen Präparationsdiamanten [M1c, M1d] rund gestaltet.

Der MOD-Kasten der Kavität wurde in mesial-distale Richtung entlang der Zentralfissur immer so angelegt, dass eine Mindeststärke der Keramik von 1,5 mm gegeben ist. Für die approximalen Kästen wurde der zentrale Isthmus in orale, vestibuläre und zervikale Richtung jeweils um einen Millimeter erweitert. Alle Kanten innerhalb der Präparation wurden abgerundet, zur Zahnoberfläche hin wurden scharf abgegrenzte Kanten präpariert. Der Übergang von approximalem Kasten zu Zahnoberfläche wurde rechtwinklig gestaltet.

5.1.2. Isthmusbreite

Die runden und die abgerundet-kastenförmigen Präparationsformen wurden noch einmal in je zwei Gruppen unterteilt, die sich durch ihre minimale basale Breite von 1,5 mm (Abbildung 6, Abbildungen 7 bis 10 und Abbildungen 15 bis 18), oder 2,5 mm unterschieden (Abbildungen 11 bis 14 und Abbildungen 19 bis 22).

5.1.3. Divergenzwinkel

Schließlich wurde jede dieser vier Gruppen noch mit vier unterschiedlichen Divergenzwinkeln der Kavitätenwände präpariert. Die Divergenz der Kavitätenwände betrugen jeweils $\alpha/2 = 4^\circ$, 6° , 8° und 10° (Abbildungen 7 bis 22).

Zur Kontrolle der Divergenz der Kavitätenwände wurden alle Stümpfe mit der CEREC Bluecam [M2] aufgenommen und von beiden Approximalseiten her betrachtet. Der Screenshot wurde als JPEG-Datei mit dem Programm AutoCAD 2012 [M1] vermessen. Dabei wurden je zwei Linien entlang der oralen und vestibulären Isthmuswand, einmal im vorderen und einmal im hinteren Bildbereich, sowie an den Außenkanten des approximalen Kastens gezogen und der Winkel gemessen (Abbildung 6). Bei Bedarf wurde die Präparation korrigiert und auf demselben Weg erneut vermessen.

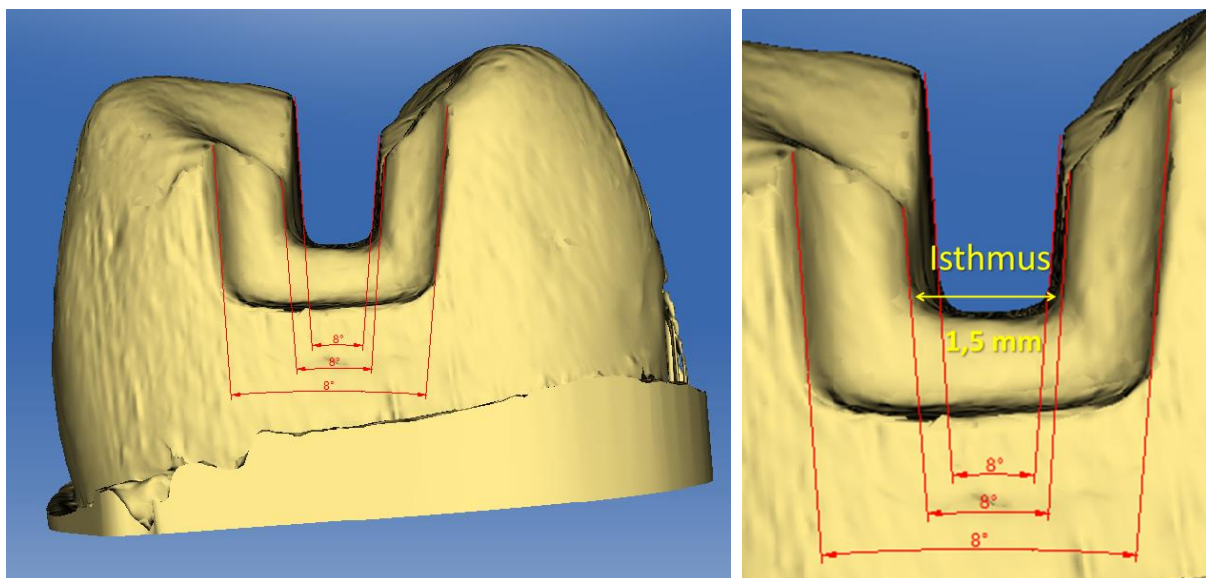


Abbildung 6: Vermessung der Isthmusbreite und der Divergenzwinkel einer Kavität (hier: abgerundete Kastenform, 1,5 mm Isthmusbreite und einem Präparationswinkel von $\alpha/2 = 4^\circ$); rechts vergrößerter Auszug

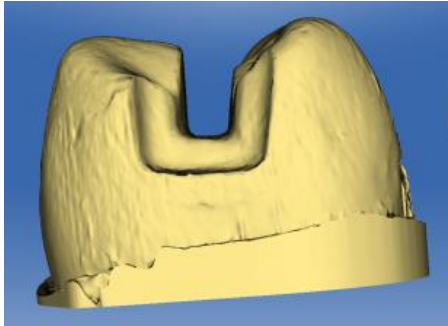


Abbildung 7: Kavität mit abgerundeter Kastenform, 1,5 mm Isthmusbreite und einem Präparationswinkel von $\alpha/2 = 4^\circ$

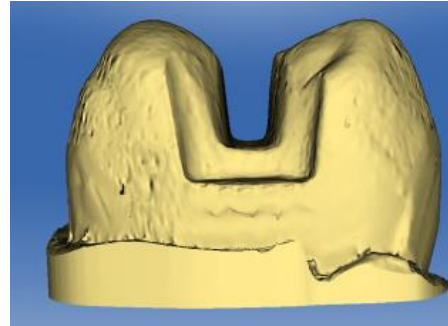


Abbildung 8: Kavität mit abgerundeter Kastenform, 1,5 mm Isthmusbreite und einem Präparationswinkel von $\alpha/2 = 6^\circ$

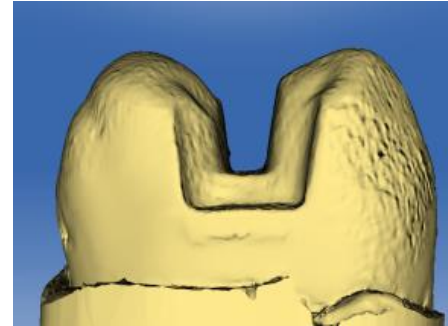


Abbildung 9: Kavität mit abgerundeter Kastenform, 1,5 mm Isthmusbreite und einem Präparationswinkel von $\alpha/2 = 8^\circ$

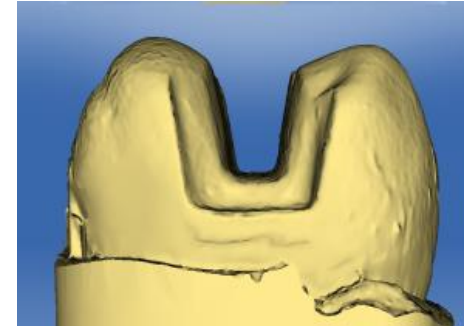


Abbildung 10: Kavität mit abgerundeter Kastenform, 1,5 mm Isthmusbreite und einem Präparationswinkel von $\alpha/2 = 10^\circ$

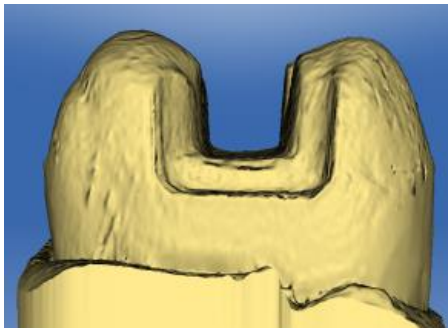


Abbildung 11: Kavität mit abgerundeter Kastenform, 2,5 mm Isthmusbreite und einem Präparationswinkel von $\alpha/2 = 4^\circ$

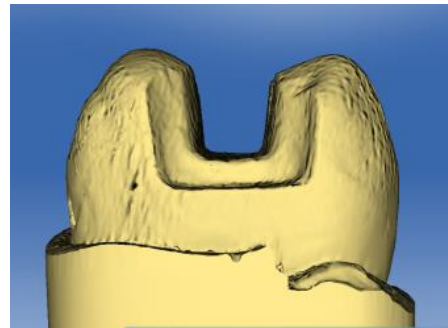


Abbildung 12: Kavität mit abgerundeter Kastenform, 2,5 mm Isthmusbreite und einem Präparationswinkel von $\alpha/2 = 6^\circ$

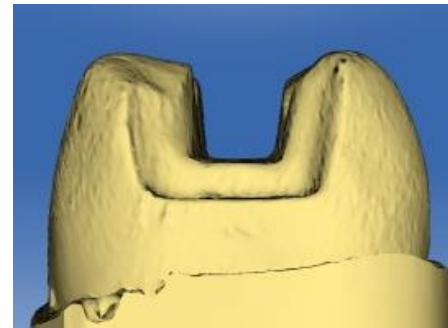


Abbildung 13: Kavität mit abgerundeter Kastenform, 2,5 mm Isthmusbreite und einem Präparationswinkel von $\alpha/2 = 8^\circ$

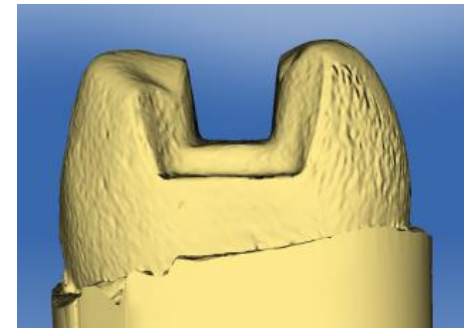


Abbildung 14: Kavität mit abgerundeter Kastenform, 2,5 mm Isthmusbreite und einem Präparationswinkel von $\alpha/2 = 10^\circ$

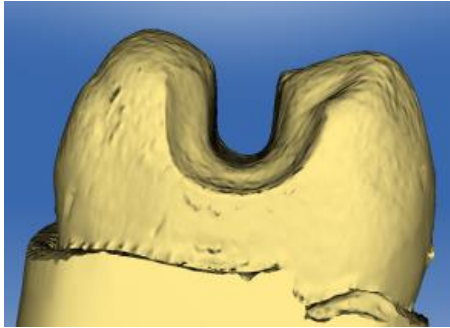


Abbildung 15: Kavität mit rundem Kavitätenboden, 1,5 mm Isthmusbreite und einem Präparationswinkel von $\alpha/2 = 4^\circ$

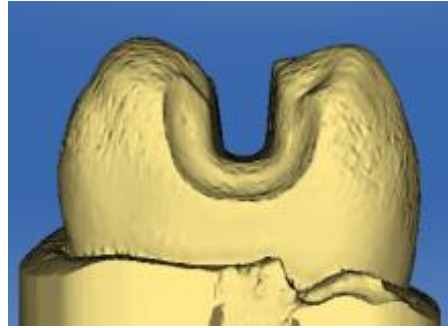


Abbildung 16: Kavität mit rundem Kavitätenboden, 1,5 mm Isthmusbreite und einem Präparationswinkel von $\alpha/2 = 6^\circ$

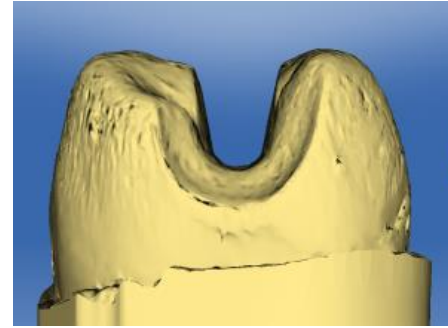


Abbildung 17: Kavität mit rundem Kavitätenboden, 1,5 mm Isthmusbreite und einem Präparationswinkel von $\alpha/2 = 8^\circ$

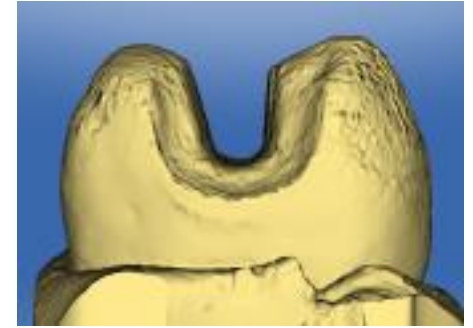


Abbildung 18: Kavität mit rundem Kavitätenboden, 1,5 mm Isthmusbreite und einem Präparationswinkel von $\alpha/2 = 10^\circ$

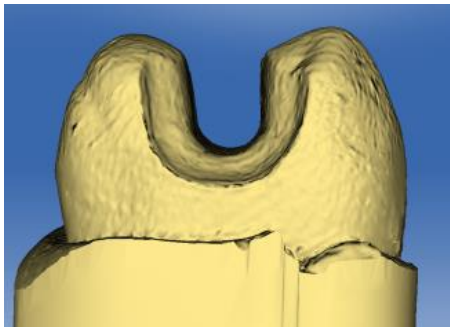


Abbildung 19: Kavität mit rundem Kavitätenboden, 2,5 mm Isthmusbreite und einem Präparationswinkel von $\alpha/2 = 4^\circ$

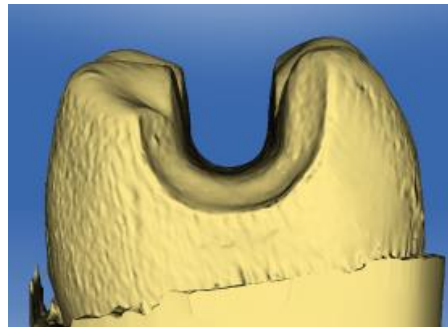


Abbildung 20: Kavität mit rundem Kavitätenboden, 2,5 mm Isthmusbreite und einem Präparationswinkel von $\alpha/2 = 6^\circ$

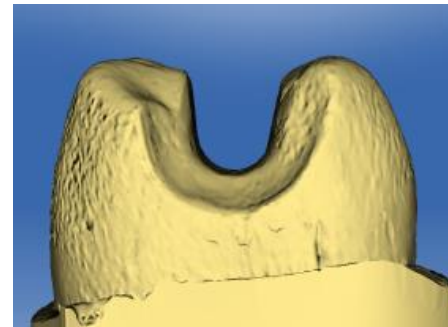


Abbildung 21: Kavität mit rundem Kavitätenboden, 2,5 mm Isthmusbreite und einem Präparationswinkel von $\alpha/2 = 8^\circ$

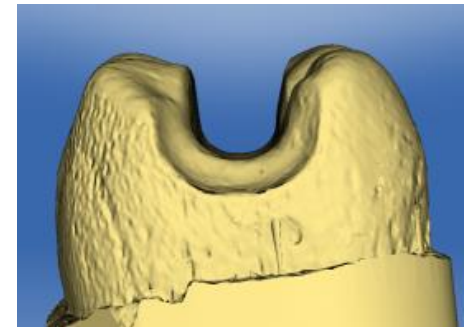


Abbildung 22: Kavität mit rundem Kavitätenboden, 2,5 mm Isthmusbreite und einem Präparationswinkel von $\alpha/2 = 10^\circ$

5.1.4. Kontrolle der Einschubachse

Damit gewährleistet war, dass die Präparationen keine unterschneidenden Stellen hatten, wurden die mit dem CEREC-System digital abgeformten Stümpfe im Schritt „Einschubachse definieren“ kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert (Abbildung 23).

5.2. Herstellung der Keramikinlays

Die präparierten Kunststoffzähne wurden mit der CEREC Bluecam digital abgeformt, wofür sie zuerst mit Dentaco scan'dry [M4] entsprechend den Herstellerangaben mattiert wurden. Die Mattierung wurde durch Zahnarzt und Zahntechniker mit Vergrößerungshilfe geprüft. Die Konstruktion der Inlays erfolgte mit dem CEREC 4.0 und der Software inLab SW 4 der Firma Sirona [M2].

Nach digitaler Abformung wurde in den nächsten Schritten die Modell-Ausrichtung festgelegt, dann getrimmt und schließlich der Präparationsrand mit Hilfe des automatischen Kantenfinders definiert. Dann wurde die Einschubachse festgelegt (Abbildung 23). Die von CEREC automatisch berechnete Modellation wurde nicht verändert (Abbildung 24).

Als Restaurationsparameter wurden die von Sirona empfohlenen Werte eingestellt:

Spacer	80 µm
Klebefuge	60 µm
Okklusaler Schleifoffset	0 µm
Approximale Kontaktstärke	25 µm
Okklusale Kontaktstärke	25 µm
Mindeststärke radial	500 µm
Mindeststärke okklusal	700 µm
Randverstärkung	50 µm

Aufgrund dieser Einstellung sollte die Spaltbreite der Inlays nun bei 80 µm liegen, im okklusalen Bereich bei 60 µm.

Gefräst wurden die Inlays mit der Schleifeinheit CEREC MC XL der Firma Sirona [M3] unter Verwendung der Silikatkeramikblöcke VITABLOCS Mark II [M10]. Hierbei wurde jeweils die kleinste mögliche Größe der Modellblöcke (I8 - I12) eingesetzt. Jede Konstruktion wurde fünf Mal gefräst, sodass bei 16 verschiedenen Kavitäten 80 Inlays hergestellt wurden.

Als Schleifinstrumente wurden rechts der Schleifzylinder Pointed Bur 12 S und links das Instrument Step Bur 12 [M9] eingesetzt und nach je 20 geschliffenen Restaurationen ausgetauscht. Überdies wurden die Inlays in einer Reihenfolge geschliffen, die bei den verschiedenen Prüfgruppen eine vergleichbare Abnutzung der Schleifkörper gewährleisten sollte (Tabelle 9).

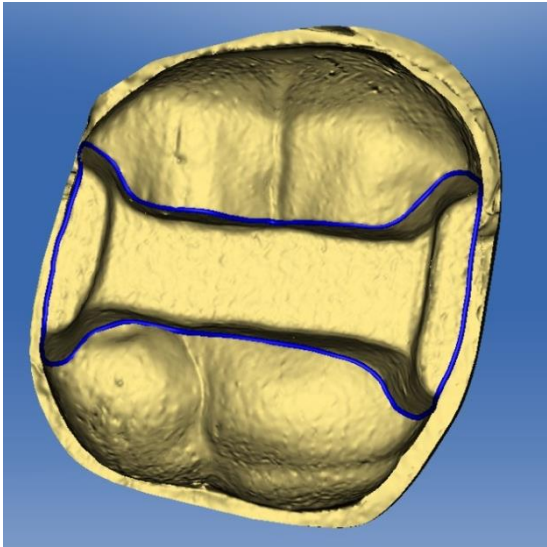


Abbildung 23: Kavität mit abgerundeter Kastenform, 2,5 mm Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 8^\circ$ - Kontrolle der Einschubrichtung und gleichzeitige Überprüfung auf untersichgehende Stellen

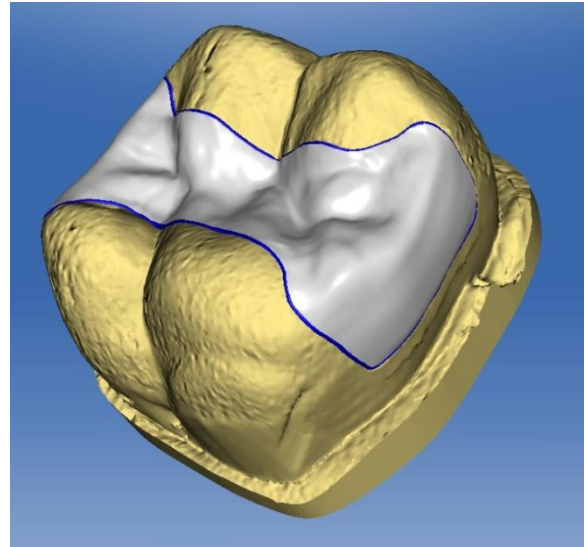


Abbildung 24: Kavität mit abgerundeter Kastenform, 2,5 mm Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 8^\circ$ - fertige Konstruktion

5.3. Bestimmung der inneren Passung mittels Mikro-CT

Zur Bestimmung der inneren Passgenauigkeit wurden die Inlays in die entsprechenden, von Scanspray gereinigten, Kavitäten eingesetzt und mit dem Mikro-Computertomographen CT-ALPHA [M12] gescannt. Dabei befand sich das zu messende Objekt zwischen der Kegelstrahlquelle und dem Detektor, die Probe wurde in Schaumstoff fixiert und um seine Längsachse gedreht. Von jedem Zahn wurden 4000 Projektionen aufgenommen (Belichtungszeit 100 ms, Betriebsmodus On-the-fly), die spatiale Auflösung betrug dabei $8,62 \mu\text{m}$, die Messunsicherheit etwa $<0,1 \text{ Vol } \%$. Die generierten Daten wurden anschließend mit der Software VGStudio MAX [M13] verarbeitet und zu einem Volumenkörper rekonstruiert.

Für die Auswertung des inneren Spalts zwischen Inlay und Kavität wurde zunächst die Oberfläche des Objektes kalibriert um die Oberfläche von Zahn und Inlay von der Umgebung abzugrenzen. Diese Oberfläche wurde als „Region of Interest“ (ROI 1) definiert (Abbildung 25). Um auch den inneren Spalt von der Umgebung abgrenzen zu können, wurde ROI 1 um 9 Voxel erodiert (Abbildung 26). Im

nächsten Schritt wurden sie wieder um 9 Voxel dilatiert, damit war auch der Spalt von der Umgebung abgegrenzt (Abbildung 27). Zusätzlich wurde ROI 1 dann um weitere 4 Voxel dilatiert, sodass nun auch die Fissuren der Kaufläche nicht mehr zum Volumen des Zementspaltes hinzugerechnet wurden (Abbildung 28).

Als nächstes wurde eine zweite ROI erzeugt, die der generierten ROI 1 entsprach. Diese ROI 2 wurde invertiert, Luft also zur Materie generiert (Abbildung 29).

Schließlich wurden ROI 1 und ROI 2 miteinander verschnitten, der Fügespalt somit zwischen Zahn und Restauration herausgerechnet (Abbildung 30). An der so generierten ROI 3 konnte anschließend die inverse Wandstärkenmessung (Kegelöffnungswinkel 45° , Suchdistanz 0 - 0,5 mm) des internen Spaltes vorgenommen und die durchschnittliche Randspaltbreite abgelesen werden.

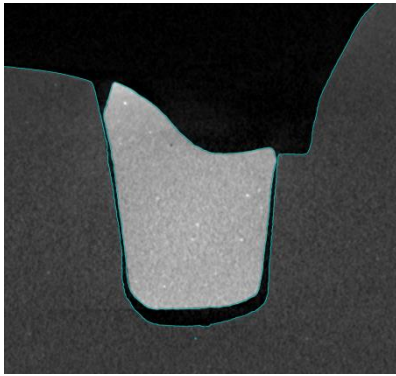


Abbildung 25: Kalibrierung der Oberfläche und Erzeugung der ROI 1 aus der kalibrierten Oberfläche

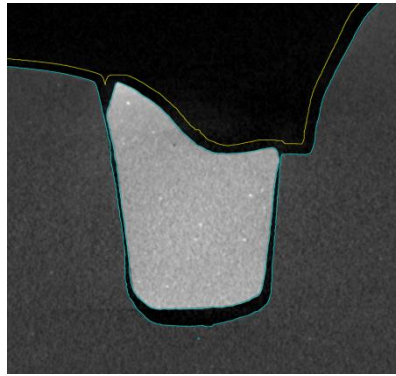


Abbildung 26: Erodieren der ROI 1 um 9 Voxel

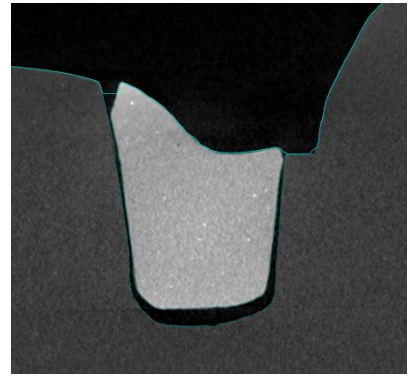


Abbildung 27: Dilatieren der ROI 1 um 9 Voxel

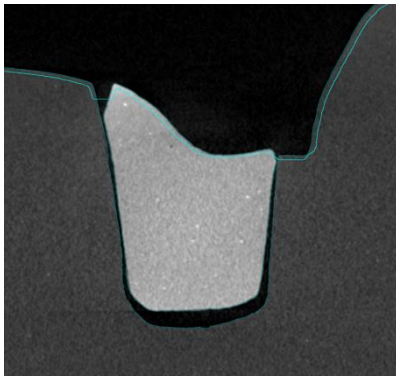


Abbildung 28: Dilatieren der ROI 1 um weitere 4 Voxel

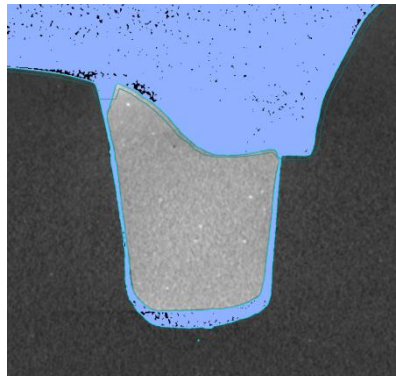


Abbildung 29: Invertieren der ROI 2

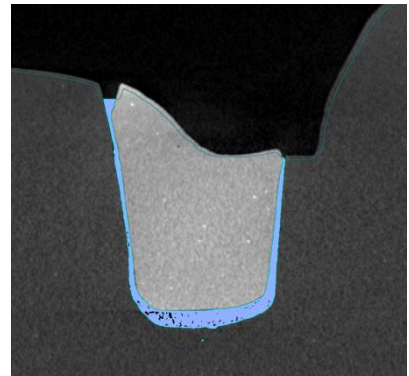


Abbildung 30: Verschnitt von ROI 1 und ROI 2 - Darstellung des Spaltes im μ CT-Bild

5.4. Lichtmikroskopische Aufnahme der approximalen Flächen

Die Inlays wurden in die Kavitäten eingesetzt und von okklusal mit Gusswachs [M11a] fixiert. Alle Inlays saßen schaukelfrei. Mesial und distal wurde anschließend der Randspalt mit rotem Zervikalwachs [M11b] verschlossen. Überschüsse wurden mit einem scharfen Instrument entfernt, anschließend wurde das Wachs mit Nylon poliert.

Mit dem Digitalmikroskop Keyence VHX 5000 [M6] wurden in der Panoramafunktion unter 300-facher Vergrößerung jeweils die mesialen und distalen Approximalflächen aufgenommen und als JPEG-Dateien gespeichert (Abbildung 31). Als mesiale Seite wurden die Inlayseiten bezeichnet, an denen sich die Anstiftungen der Inlays befanden, die gegenüberliegenden Seiten wurden als distal bezeichnet.

Für eine optimale Aufnahme wurde die Bildstabilisierung auf stark eingestellt, die Belichtungszeit auf „Automatisch“ und die Beleuchtung wurde auf „Mix“ (koaxiale und Ringbeleuchtung) eingestellt und die Kantenbetonung auf 1.0 gewählt. Die Blende des Mikroskops wurde ganz geöffnet.

In die Bilder wurde eine Balkenskala in der Länge von 2000 μm eingefügt.



Abbildung 31: Kavität mit rundem Kavitätenboden, 2,5 mm Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 10^\circ$, mesiale Approximalseite - Aufnahme mit dem Digitalmikroskop

5.5. Auswertung des Randspaltes

Zur Vermessung des Randspaltes der Inlays, wurden die JPEG-Dateien des Digitalmikroskops in dem Programm AutoCAD 2012 [M1] geöffnet (Abbildung 32). Um eine maßstabsgetreue Flächenberechnung zu gewährleisten, wurde über die 2000 μm -Scala im Bild eine neue Linie gezogen und die Länge

bestimmt. Dann wurde das gesamte Bild inklusive der Linie markiert und skaliert, sodass auch die neu gezogene Linie den Wert 2000 erhielt. Der Skalierungsfaktor wurde mittels Dreisatz bestimmt.

$$\frac{2000 \mu\text{m}}{\text{reale Länge der Linie}} = \text{Skalierungsfaktor}$$

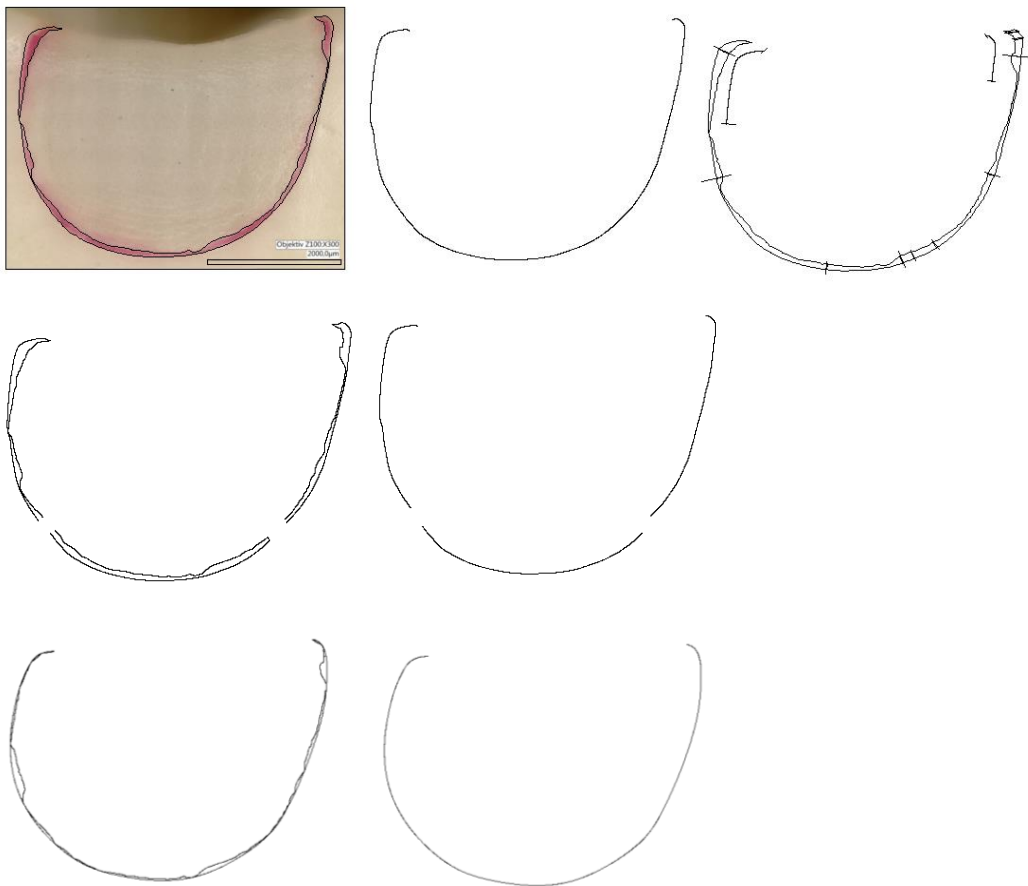


Abbildung 32: Übersicht über die gesamte Randspaltanalyse der lichtmikroskopischen Aufnahmen mit AutoCAD; oben: Breite des Randspaltes; Mitte: Homogenität; unten: Randqualität (hier: Inlay mit rundem Kavitätenboden, 1,5 mm Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 4^\circ$, distale Approximalseite)

5.5.1. Breite des Randspaltes

5.5.1.1. Mittlere Randspaltbreiten

Zur Berechnung der Fläche des Randspaltes wurde dieser mit einer Polylinie markiert und zwar entlang der Grenze des roten Waxes (Abbildungen 33 und 34). Im Schnitt wurden dabei pro Approxi-

malfläche 1083 Punkte gesetzt (vgl. Abbildung 35). Um die mittlere Breite des Randspaltes zu erhalten, musste die Polylinie kopiert werden. An den beiden okklusalen Scheitelpunkten wurde dann die Polylinie gestutzt, sodass nur noch die Außenlinie, also die Präparationsgrenze der Kavität, stehen blieb (Abbildung 36). Von dieser Linie konnte nun die Länge angezeigt werden.

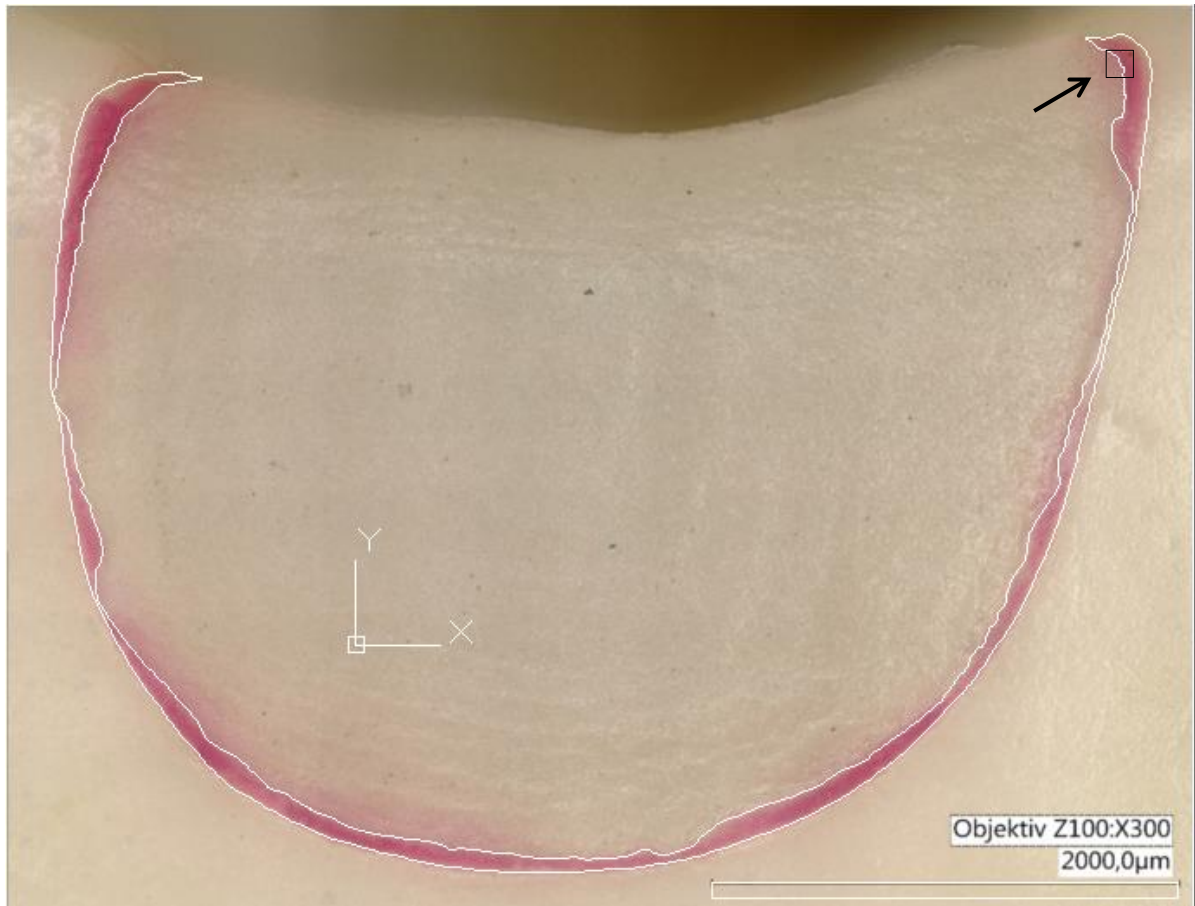


Abbildung 33: Vermessung der Randspaltbreite mit AutoCAD (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$, distal), das Rechteck oben rechts zeigt die Position des Auszugs der Abbildungen 34 und 35 an

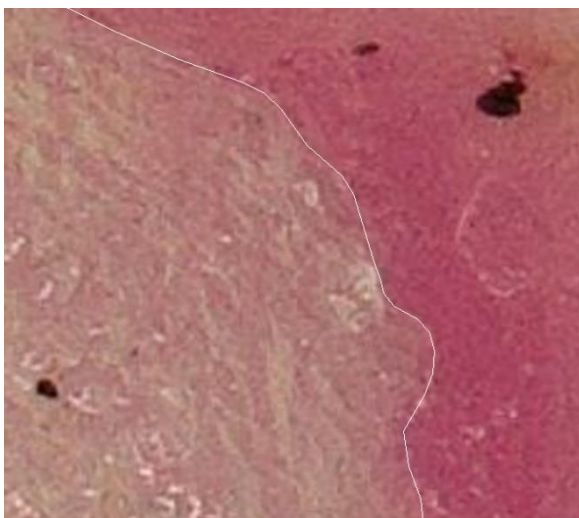


Abbildung 34: Auszug aus Abbildung 33 - Polylinie

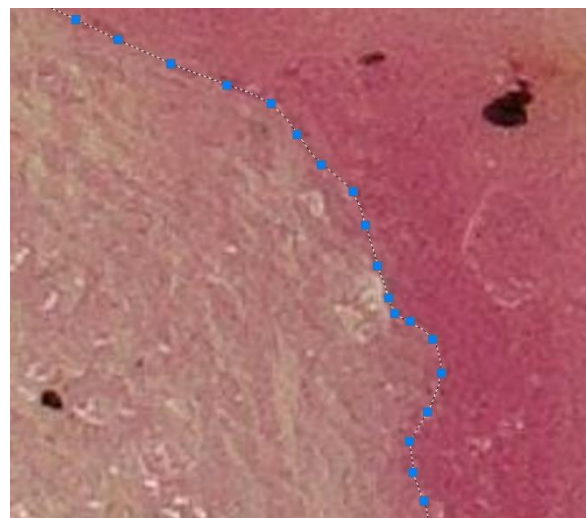


Abbildung 35: Auszug aus Abbildung 33 - Polylinie mit händisch markierten Punkten

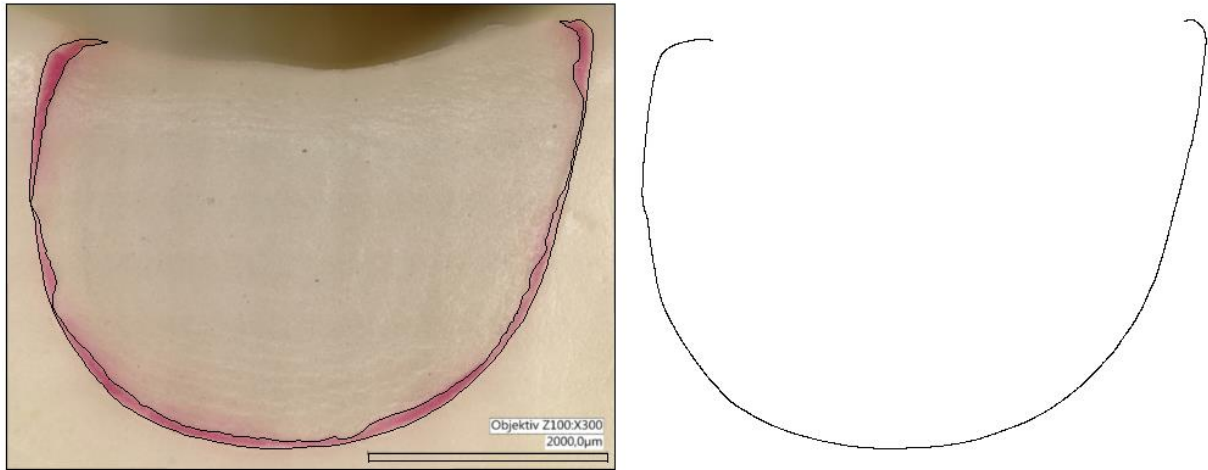


Abbildung 36: Links: Vermessung der Breite des Randspaltes in AutoCAD (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$, distal); rechts: die gestutzte Polylinie zur Ermittlung der Länge der Präparationsgrenze

Da die Approximalkästen der Inlays unterschiedliche Breiten und Höhen haben, musste der Durchschnittswert des Randspaltes herangezogen werden, um alle Inlayflächen miteinander vergleichbar zu machen. Dafür wurde die Fläche jedes Randspaltes durch die Strecke dividiert.

$$\frac{\text{Fläche } [\mu\text{m}^2]}{\text{Strecke } [\mu\text{m}]} = \text{durchschnittlicher Randspalt } [\mu\text{m}]$$

5.5.1.2. Maximale Randspaltbreite

Die zu Anfang gezeichnete Polylinie zur Darstellung der mittleren Randspaltbreite wurde im nächsten Schritt noch einmal kopiert. Um die maximalen Randspaltbreiten zu bestimmen, wurde an dem breitesten Bereich eine Senkrechte zu der Außenlinie, also der Präparationsgrenze, gezogen. Am Schnittpunkt mit der Innengrenze der Polylinie, die dem Rand des Keramikinlays entspricht, wurde die Länge und somit die maximale Breite des Randspaltes bestimmt (Abbildungen 37 und 38).

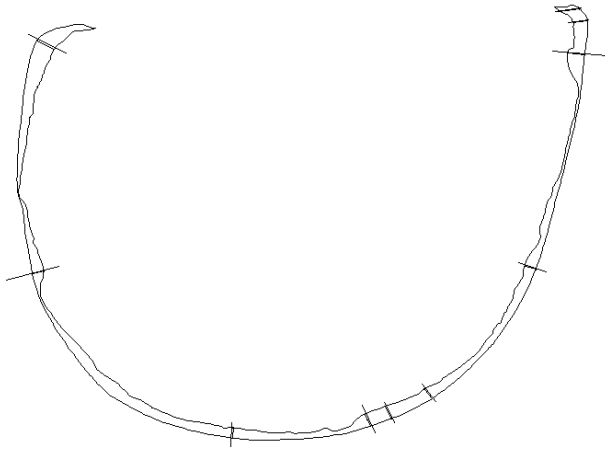


Abbildung 37: Bestimmung der Maximalwerte des Randspaltes mit AutoCAD (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$, distal)

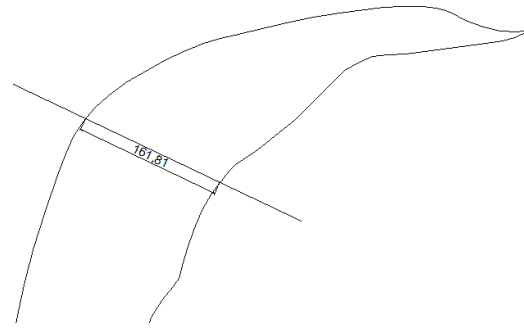


Abbildung 38: Detail aus Abbildung 37

5.5.1.3. Abschnittsweise Analyse der Randzone

Der Randspalt wurde hier in eine okklusal-approximale Übergangszone und in die approximale-gingivale Randzone unterteilt.

Okklusal-approximale Randzone

Bei Betrachtung der Approximalflächen der Inlays war sichtbar, dass es häufig zwischen dem Übergang des okklusalem Bereichs zu der axialen Kavitätenwand eine Verbreiterung des Randspaltes gibt. Die Länge dieser Strecke wurde bestimmt, indem die Polylinie, die zur Bestimmung der mittleren Randspaltbreite gezeichnet wurde, kopiert und dann an der Stelle gestutzt wurde, wo diese Veränderung der Randspaltbreite sichtbar war. Anschließend konnte dann die Länge der Strecke von diesem Punkt, der somit den Übergang zwischen okklusal-approximaler zu approximal-gingivaler Randzone markiert, zu dem am weitesten okklusal gelegenen Punkt der Präparationsgrenze bestimmt werden (Abbildungen 39 und 40).

Maximalwerte der einzelnen Abschnitte der Randzone

Neben der so definierten okklusal-approximalen Randzone wurden die abgerundet-kastenförmigen Inlays zudem in die Randzone der Extensionsfläche, eine Zone der Abrundung, welche den Übergang zwischen der Randzone der Extensionsfläche und der gingivalen Stufe darstellt und eben die gingivale Zone am Kastenboden unterteilt. Bei den runden Inlays wurde lediglich zwischen der okklusal-approximalen Zone und der approximal-gingivalen Extensionsfläche unterteilt.

In den so eingeteilten Segmenten wurde dann jeweils die maximale Randspaltbreite bestimmt indem auch hier eine Senkrechte zur Präparationsgrenze gezogen wurde. Zwischen den beiden Schnittpunk-

ten dieser Senkrechten, mit einerseits der Präparationsgrenze und andererseits dem Rand des Keramikinlays, wurde dann der Maximalwert abgelesen (Abbildungen 39 und 40).

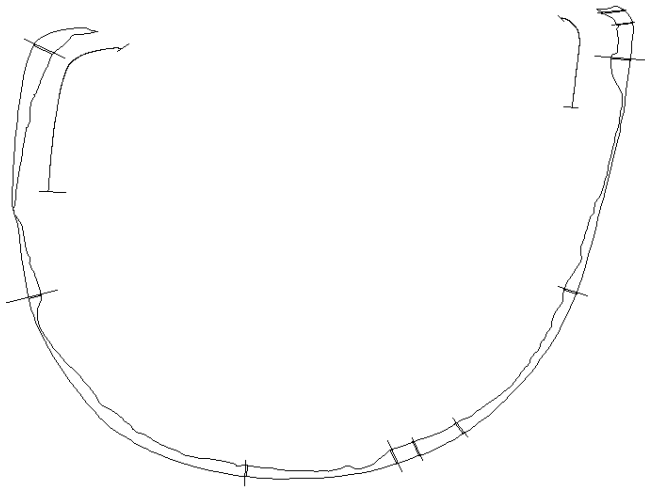


Abbildung 39: Bestimmung der Breite des Randspaltes mit AutoCAD an den einzelnen Abschnitten (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$, distal)

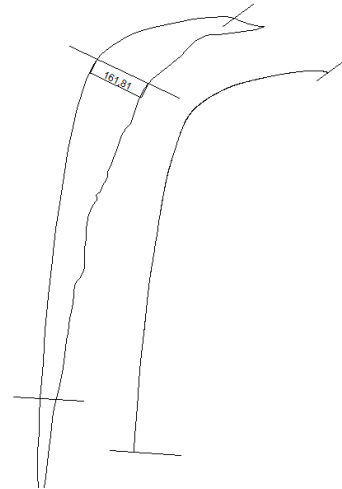


Abbildung 40: Detail aus Abbildung 39 - Bestimmung der Länge der okklusal-approximalen Randzone

5.5.2. Homogenität der Randzone

In einer weiteren Messreihe wurde die Homogenität, also die gleichmäßige Positionierung der Inlays in den Kavitäten, bestimmt. Dazu wurde die Polylinie ein weiteres Mal kopiert, dann aber in etwa gedrittelt, sodass sich daraus eine linke, eine mittlere und eine rechte Fläche ergaben. Auch hier wurden die drei Linien zusätzlich gestutzt, sodass die Außenkanten, ebenfalls in drei Segmente geteilt, zur Längenbestimmung noch erhalten blieben (Abbildung 41).

Auch hier wurden zunächst die Durchschnittswerte, wie oben zur Bestimmung der mittleren Randspaltbreite beschrieben, berechnet. Die drei Durchschnittswerte wurden dann addiert und anschließend wurde berechnet, wie viel Prozent jeweils auf die linke, die mittlere und die rechte Fläche verfallen. Da bei gleichmäßiger Homogenität des Randspaltes auf jede dieser drei Flächen 33,33% verfallen müssen, wurde im nächsten Schritt die Differenz hierzu als absolute Zahl berechnet. Für die weitere Statistik wurde nur der Maximalwert beachtet, also nur der Wert des einen Drittels, welches am stärksten vom Optimum abweicht.

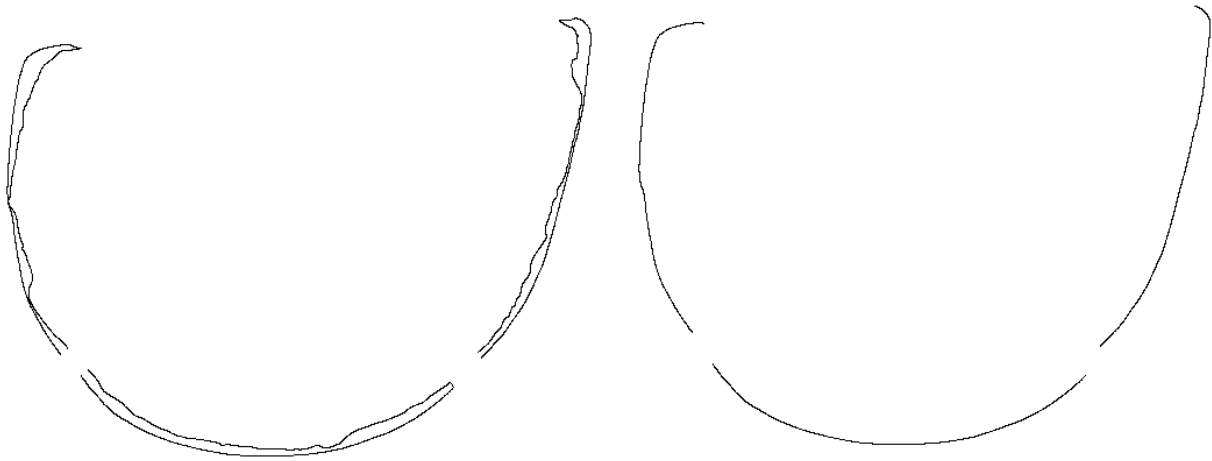


Abbildung 41: Bestimmung der Homogenität des Randspaltes mit AutoCAD (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$, distal)

5.5.3. Randqualität

Als Randqualität wurde die mittlere Abweichung des Inlays von einer Ideallinie definiert. Dazu wurde zunächst eine weitere Kopie der Polylinie zur Ermittlung der Randqualität erstellt. Anders als zuvor wurde hier nun aber die Außenlinie gestutzt, sodass dieses Mal nur die Außenkante des Inlays erhalten blieb. Um diese Linie herum wurde dann eine optimierte Spline gezogen, die einen möglichst großen Vielpunktkontakt mit der ersteren erhielt. Diese Spline stellt somit ein nahezu perfektes Inlay ohne Ausbrüche dar. Die Spline wurde zum einen ebenfalls kopiert um die Länge zu ermitteln, zum anderen wurde sie mit der Polylinie verbunden, sodass die Fläche berechnet werden konnte (Abbildung 42). Auch hier wurde dann der Durchschnittswert aus Fläche und Strecke berechnet.

Die optimierte Spline stellt somit die Außenkante des Inlays dar, welches, nach digitaler Abformung der Kavität und Einbeziehen der Klebefuge und des Spacers, vom CEREC-System idealer Weise berechnet und gefräst werden sollte.

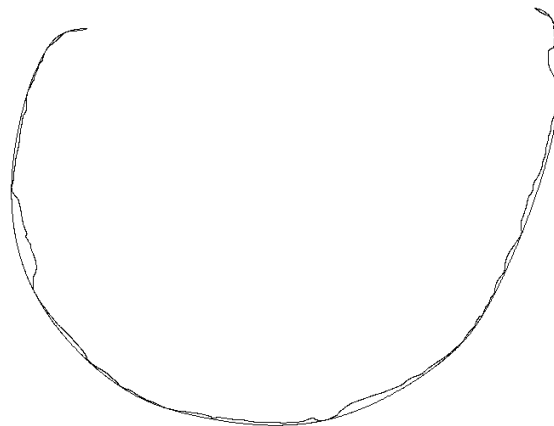


Abbildung 42: Bestimmung der Randqualität des Randspaltes mit AutoCAD (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$, distal)

5.6. Statistische Auswertung

5.6.1. Mikro-CT Analyse der inneren Passung

Aus der Mikro-CT-Analyse zur inneren Passung konnte die durchschnittliche Zementspaltbreite abgelesen werden.

Folgende Werte aus der lichtmikroskopischen Analyse konnten statistisch ausgewertet werden:

- die durchschnittliche Breite des Randspaltes [μm]
- die Maximalbreite des Randspaltes [μm]
- die Länge der okklusal-approximalen Randzone [μm]
- die Maximalbreiten der einzelnen Abschnitte der Randzone [μm]
- der prozentuale Wert der Homogenität [%]
- die Randqualität [μm]

Von sämtlichen Messergebnissen der mesialen und distalen Approximalflächen der einzelnen Inlays wurde schließlich zusätzlich der Mittelwert bestimmt, sodass alle 80 Inlays zudem als eine Einheit aus beiden Approximalseiten betrachtet werden konnten.

5.6.2. Diagramme

Zur Veranschaulichung der Verteilung der Messwerte wurden diese tabellarisch (arithmetisches Mittel) und graphisch (Median) mittels Box-Plot-Diagrammen dargestellt. Verwendet wurde hierfür das Programm Excel von Microsoft [M8]. Folgende Werte sind dabei ermittelt worden:

Der Maximalwert und der Minimalwert geben den jeweils größten bzw. kleinsten Wert der Menge an und zeigen damit die Spannbreite der Verteilung an. Die Streuung wird durch die Verteilung zwischen erster und dritter Quartil dargestellt. Diese zeigen die Werte an, welche in der Mitte der unteren bzw. oberen Datenhälfte liegen. Der Medianwert gibt die Mitte der Zahlenmenge an. Abbildung 43 veranschaulicht den Aufbau eines Box-Plot-Diagramms.

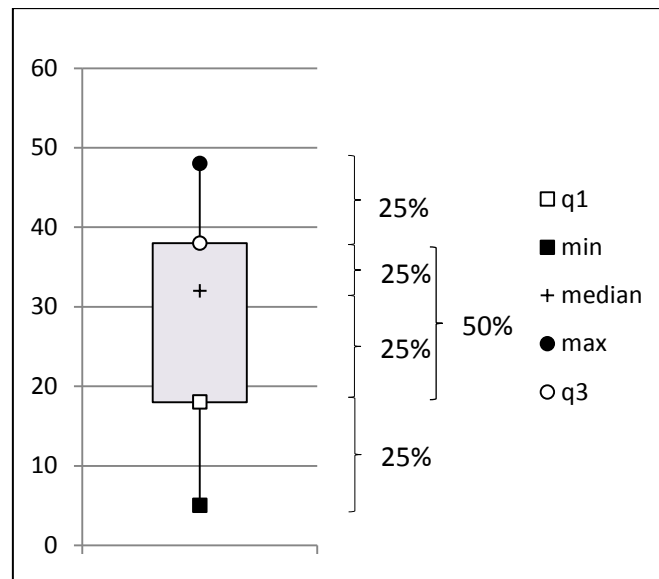


Abbildung 43: Erläuterung eines Box-Plot Diagrammes

5.6.3. Statistische Tests

Der Test auf Normalverteilung ergab, dass die Werte nicht normal verteilt waren (Shapiro-Wilk-Test: $p < 0,001$), weshalb im Folgenden der U-Test zur statistischen Auswertung genutzt wurde. Für den direkten Vergleich mehrerer Prüfgruppen wurde der Tukey-Test verwendet.

Die Unterschiede wurde folgendermaßen interpretiert: Alle Ergebnisse mit einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ wurden als signifikant verschieden bewertet.

6. Ergebnisse

In dieser Studie wurden zwei unterschiedliche Präparationsformen für Keramikinlays mit jeweils acht Parametersätzen in Bezug auf die Kavitätenbreite und die Divergenzwinkel der Kavitätenwände untersucht. Die innere Passung der Inlays wurde mit Hilfe eines Mikro-CTs bestimmt. In einer weiteren Untersuchung wurden die beiden Approximalflächen der Inlays anschließend auf die Weite des Randspaltes, die Homogenität des Randspaltes und die Randqualität hin untersucht. Zudem wurden die Ergebnisse nach den Seiten mesial und distal, welche den unterschiedlichen Seiten des Schleifprozesses entsprechen, verglichen.

Im Folgenden werden die Ergebnisse entsprechend der Untersuchungskriterien dargestellt und nach den unterschiedlichen Präparationsparametern untergliedert. Für die Auswertung des Randspaltes wurde der Mittelwert von mesialer und distaler Approximalseite gebildet.

Zur Verdeutlichung sind am Ende des Kapitels die Signifikanzen, ermittelt mit dem U-Test und dem Tukey-Test in Tabelle 8 zusammengefasst.

6.1. Mikro-CT Analyse der inneren Passung

6.1.1. Einfluss der Präparationsform

Der Mittelwert der internen Spalten für alle Kavitäten mit abgerundeter Kastenpräparation betrug $95,4 \mu\text{m} \pm 11,1 \mu\text{m}$. Für die runden Kavitätenböden betrug der Wert $100,0 \mu\text{m} \pm 9,2 \mu\text{m}$ (Abbildung 44).

Die Mittelwerte der einzelnen Subgruppen zwischen Inlay und Zahn in den abgerundet-kastenförmig präparierten Kavitäten reichten von $86,3 \mu\text{m} \pm 3,5 \mu\text{m}$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$) bis $106,2 \mu\text{m} \pm 2,7 \mu\text{m}$ (Kasten, 2,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$). Die Mittelwerte der internen Spalten der Inlays mit rundem Kavitätenboden lagen zwischen $90,7 \mu\text{m} \pm 5,1 \mu\text{m}$ (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$) und $101,9 \mu\text{m} \pm 9,8 \mu\text{m}$ (rund, 2,5 mm, $\alpha/2 = 10^\circ$).

Wurden die Messergebnisse mit dem U-Test verglichen, zeigte sich, dass sich die Gruppen signifikant voneinander unterschieden ($p = 0,014$).

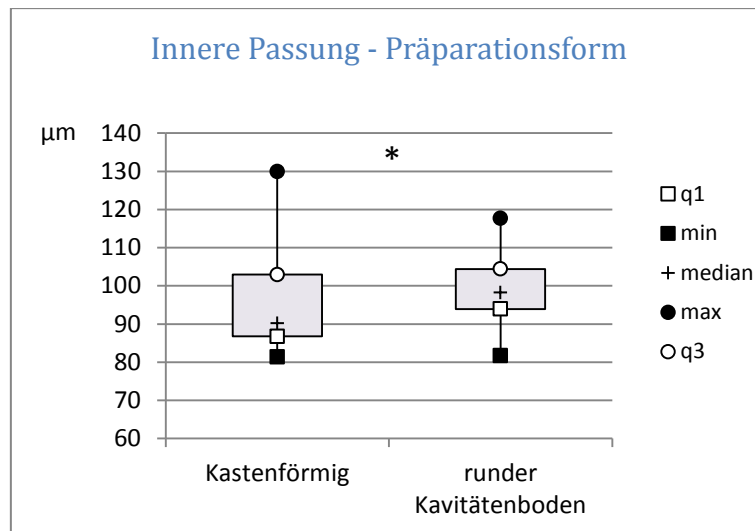


Abbildung 44: Mikro-CT Analyse - Vergleichende Darstellung der inneren Passung (Spalt zwischen Restauration und Kavität [µm]), gegliedert nach der Präparationsform (Kastenform, runder Kavitätenboden). Der Unterschied ist statistisch signifikant.

6.1.2. Einfluss der Isthmusbreite

Wurden die Messergebnisse nach der Breite des Isthmus aufgegliedert und miteinander verglichen, zeigte sich auch hier eine Tendenz (Abbildung 45). Der Mittelwert aller schmalen Kavitäten betrug $95,0 \mu\text{m} \pm 9,5 \mu\text{m}$ und war entsprechend signifikant geringer als der Mittelwert der breiten Inlays mit $100,5 \mu\text{m} \pm 10,6 \mu\text{m}$ (U-Test $p = 0,014$). Alle Werte lagen jedoch im klinisch akzeptablen Bereich von $100 \mu\text{m}$.

Bei den Subgruppen bewegten sich die durchschnittlichen Spaltbreiten der schmalen Inlays von $86,3 \mu\text{m} \pm 3,5 \mu\text{m}$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$) bis $103,1 \mu\text{m} \pm 11,0 \mu\text{m}$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$), während die der breiten Inlays zwischen $88,8 \mu\text{m} \pm 5,5 \mu\text{m}$ (Kasten, 2,5 mm, $\alpha/2 = 10^\circ$) und $107,8 \mu\text{m} \pm 12,2 \mu\text{m}$ (rund, 2,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$) betrugen.

Der U-Test wies hier bei den abgerundet-kastenförmigen Inlays auf einen signifikanten Unterschied mit $p = 0,036$ beim Vergleich von schmalen ($91,8 \mu\text{m} \pm 9,3 \mu\text{m}$) zu breitem ($99,0 \mu\text{m} \pm 11,7 \mu\text{m}$) Isthmus hin. Bei der runden Präparationsform war kein signifikanter Unterschied in Abhängigkeit von der Isthmusbreite (1,5 mm: $98,1 \mu\text{m} \pm 8,8 \mu\text{m}$; 2,5 mm: $102,0 \mu\text{m} \pm 9,3 \mu\text{m}$) zu erkennen ($p = 0,28$).

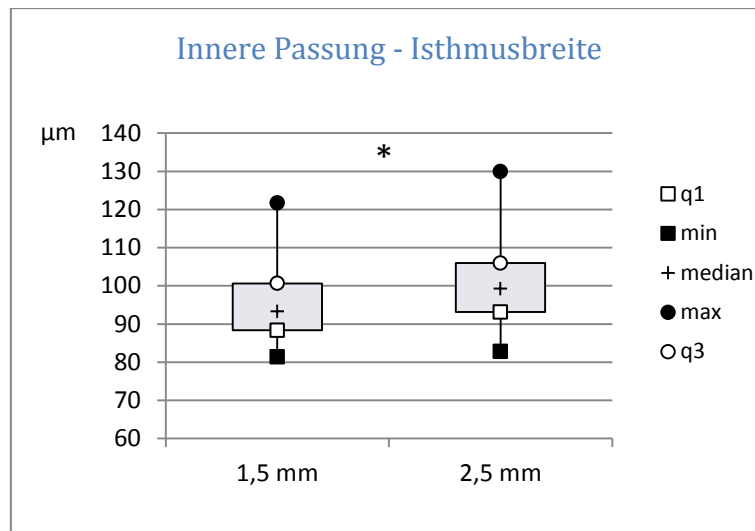


Abbildung 45: Mikro-CT Analyse - Vergleichende Darstellung der inneren Passung (Spalt zwischen Restauration und Kavität [µm]), gegliedert nach der Isthmusbreite (1,5 mm, 2,5 mm). Der Unterschied ist statistisch signifikant.

6.1.3. Einfluss der Divergenz der Kavitätenwände

Im Vergleich der Divergenzwinkel untereinander (Abbildung 46) variierten die Mittelwerte, bezüglich der inneren Passung, von $95,7 \mu\text{m} \pm 8,8 \mu\text{m}$ bei $\alpha/2 = 10^\circ$ bis $100,1 \mu\text{m} \pm 11,2 \mu\text{m}$ bei $\alpha/2 = 6^\circ$ (Tabelle 1).

Die mittleren Spaltbreiten der Inlays reichten in den Subgruppen von $86,3 \mu\text{m} \pm 3,5 \mu\text{m}$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$) bis $107,8 \mu\text{m} \pm 12,2 \mu\text{m}$ (rund, 2,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$, Tabelle 1).

Mit dem Tukey-Test ließen sich, bezüglich des direkten Vergleichs der Divergenzwinkel der Kavitätenwände, keine signifikanten Unterschiede erkennen ($p = 0,31$ bis $p = 0,9$).

Wurde zwischen den Präparationsformen abgerundet-kastenförmig und rund aufgegliedert, zeigte der Tukey-Test einen signifikanten Unterschied beim Vergleich der abgerundeten Inlays mit 10° Divergenzwinkel zu der Gruppe rund, 6° an ($p = 0,041$). Die Mittelwerte der anderen Gruppen zeigten keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,152$ bis $p = 0,9$).

Wurde zwischen 1,5 mm und 2,5 mm Präparationsbreite untergliedert, zeigten sich signifikante Unterschiede beim Vergleich der Winkel $\alpha/2 = 4^\circ$ ($p = 0,032$), schmal 4° mit breit 6° ($p = 0,0011$) und 6° ($p = 0,031$).

Wurden die Divergenzwinkel zu zwei Gruppen zusammengefasst (Abbildung 47), zum einen die kleineren Winkel mit $\alpha/2 = 4^\circ$ und 6° und zum anderen mit $\alpha/2 = 8^\circ$ und 10° die größeren, ergab sich beim Vergleich der Mittelwerte mit dem U-Test kein signifikanter Unterschied ($4^\circ - 6^\circ = 97,94 \mu\text{m} \pm 10,29 \mu\text{m}$; $8^\circ - 10^\circ = 97,49 \mu\text{m} \pm 10,56 \mu\text{m}$; $p = 0,74$).

Auch bei einer weiteren Untergliederung hinsichtlich der Kavitätenform unterschieden sich die Mittelwerte weder bei den kastenförmigen Inlays ($4^\circ - 6^\circ = 96,08 \mu\text{m} \pm 10,08 \mu\text{m}$; $8^\circ - 10^\circ = 94,72 \mu\text{m} \pm$

12,19 μm ; $p = 0,49$), noch bei den runden Kavitäten ($4^\circ - 6^\circ = 99,81 \mu\text{m} \pm 10,40 \mu\text{m}$; $8^\circ - 10^\circ = 100,25 \mu\text{m} \pm 8,02 \mu\text{m}$; $p = 0,44$).

Die unterschiedlichen Randspaltbreiten zeigten in Abhängigkeit von Präparationsform, Kavitätenbreite und Divergenzwinkel kein systematisches Verteilungsmuster (Tabelle 1).

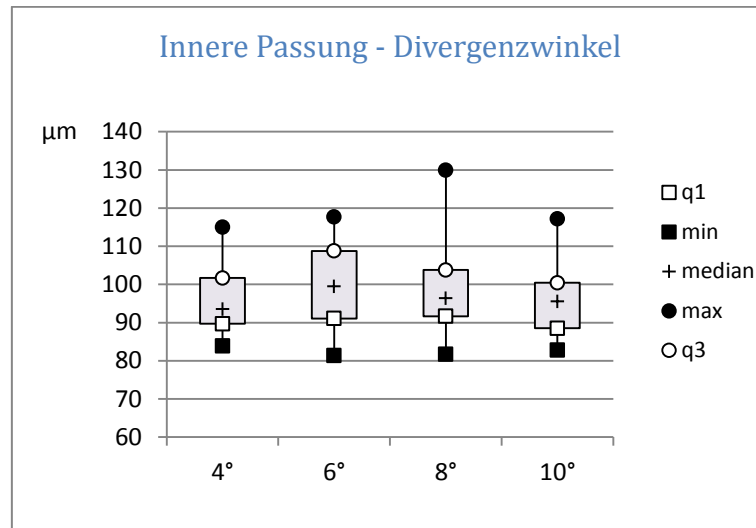


Abbildung 46: Mikro-CT Analyse - Vergleichende Darstellung der inneren Passung (Spalt zwischen Restauration und Kavität [μm]), gegliedert nach den Divergenzwinkeln der Kavitätenwände ($\alpha/2 = 4^\circ, 6^\circ, 8^\circ, 10^\circ$). Die Unterschiede sind statistisch nicht signifikant.

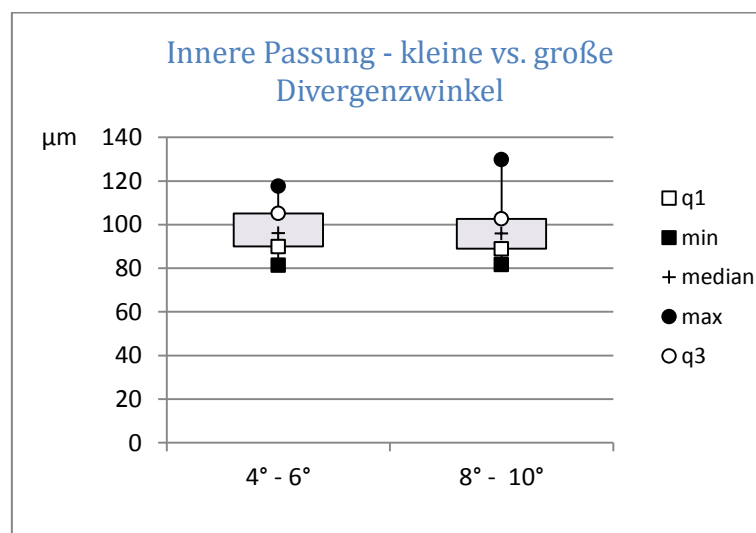


Abbildung 47: Mikro-CT Analyse - Vergleichende Darstellung der inneren Passung (Spalt zwischen Restauration und Kavität [μm]), gegliedert nach großen und kleinen Divergenzwinkeln der Kavitätenwände ($\alpha/2 = 4^\circ - 6^\circ$ und $8^\circ - 10^\circ$). Der Unterschied ist statistisch nicht signifikant.

Tabelle 1: Mikro-CT Analyse - Mittelwerte und Standardabweichung der inneren Passung (Spalt zwischen Restauration und Kavität [μm]), gegliedert nach Präparationsform (Kastenform, runder Kavitätenboden), Isthmusbreite (1,5 mm, 2,5 mm) und Winkel ($\alpha/2 = 4^\circ, 6^\circ, 8^\circ, 10^\circ$).

Präparationsform		Isthmusbreite		Winkel		
Kastenform	95,4 $\pm 11,1$	1,5 mm	91,8 $\pm 9,3$	4°	87,2	$\pm 2,5$
				6°	86,3	$\pm 3,5$
				8°	103,1	$\pm 11,0$
				10°	90,7	$\pm 6,7$
		2,5 mm	99,0 $\pm 11,7$	4°	90,7	$\pm 5,1$
				6°	100,3	$\pm 8,4$
				8°	99,9	$\pm 12,8$
				10°	101,4	$\pm 4,3$
Runder Kavitätenboden	100,0 $\pm 9,2$	1,5 mm	98,1 $\pm 8,8$	4°	104,7	$\pm 4,4$
				6°	106,2	$\pm 2,7$
				8°	96,2	$\pm 4,4$
				10°	88,8	$\pm 5,5$
		2,5 mm	102,0 $\pm 9,3$	4°	100,5	$\pm 9,3$
				6°	107,8	$\pm 12,2$
				8°	97,8	$\pm 4,1$
				10°	101,9	$\pm 9,8$

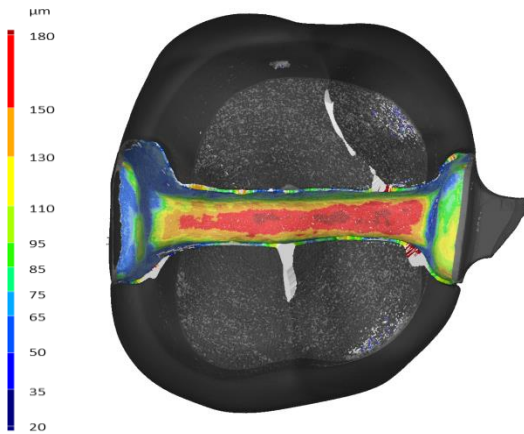


Abbildung 48: μCT -Analyse Kavität mit abgerundeter Kastenform, 1,5 mm Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 4^\circ$

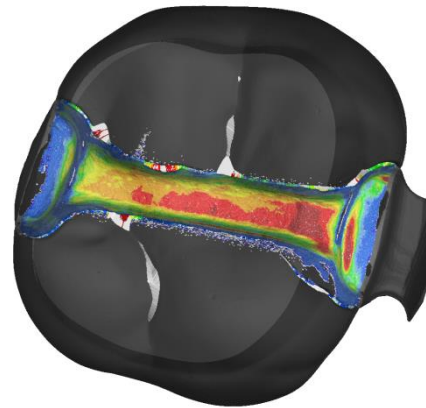


Abbildung 49: μCT -Analyse Kavität mit abgerundeter Kastenform, 1,5 mm Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 6^\circ$

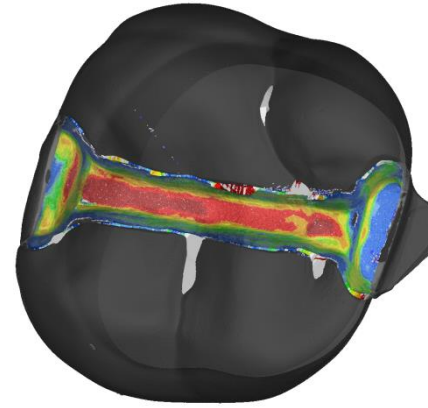


Abbildung 50: μCT -Analyse Kavität mit abgerundeter Kastenform, 1,5 mm Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 8^\circ$

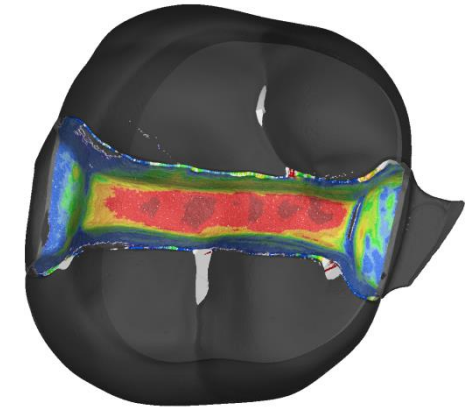


Abbildung 51: μCT -Analyse Kavität mit abgerundeter Kastenform, 1,5 mm Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 10^\circ$

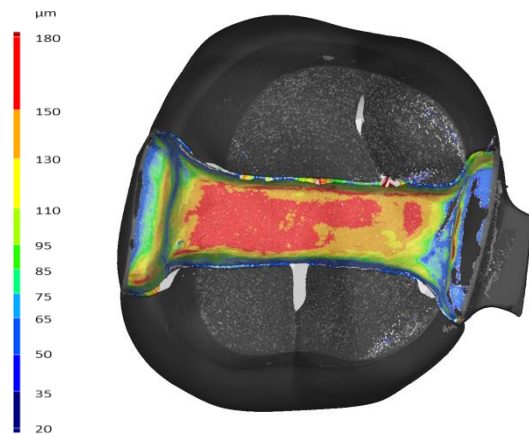


Abbildung 52: μCT -Analyse Kavität mit abgerundeter Kastenform, 2,5 mm Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 4^\circ$

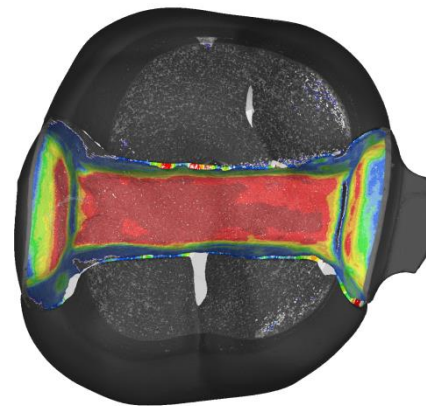


Abbildung 53: μCT -Analyse Kavität mit abgerundeter Kastenform, 2,5 mm Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 6^\circ$

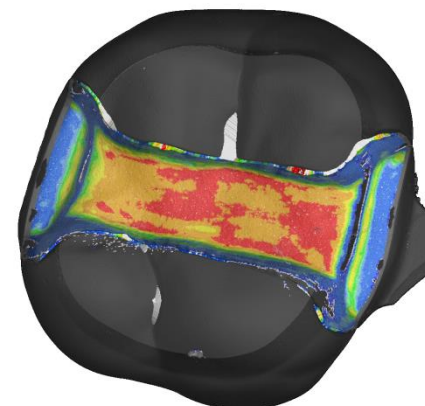


Abbildung 54: μCT -Analyse Kavität mit abgerundeter Kastenform, 2,5 mm Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 8^\circ$

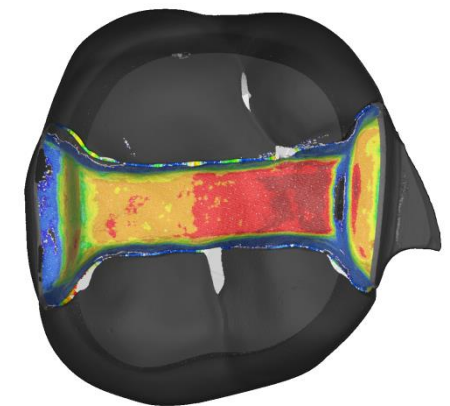


Abbildung 55: μCT -Analyse Kavität mit abgerundeter Kastenform, 2,5 mm Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 10^\circ$

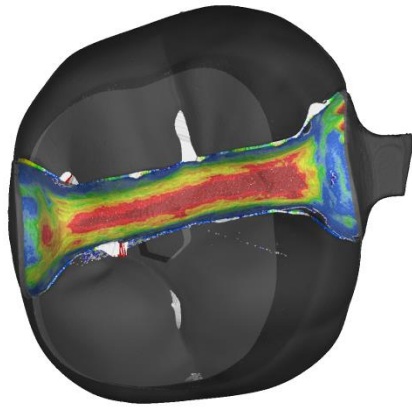
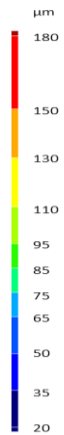


Abbildung 56: μ CT-Analyse Kavität mit runder Präparationsform, 1,5 mm Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 4^\circ$

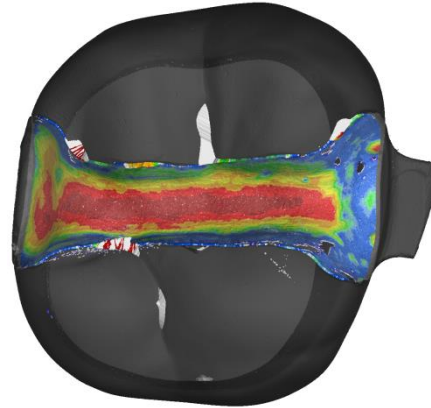


Abbildung 57: μ CT-Analyse Kavität mit runder Präparationsform, 1,5 mm Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 6^\circ$

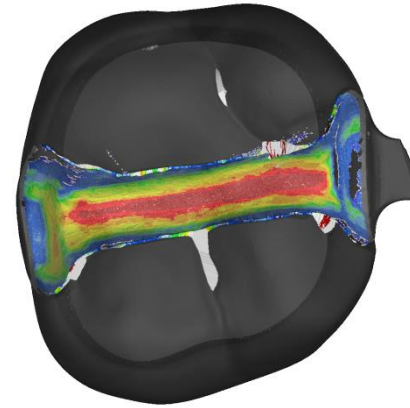


Abbildung 58: μ CT-Analyse Kavität mit runder Präparationsform, 1,5 mm Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 8^\circ$

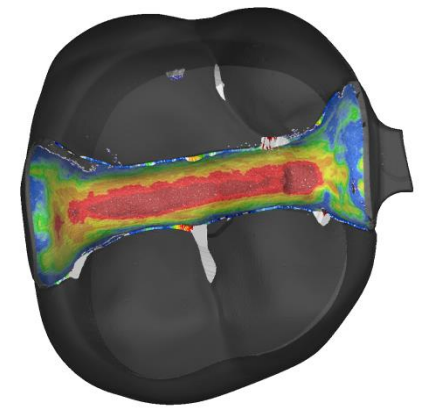


Abbildung 59: μ CT-Analyse Kavität mit runder Präparationsform, 1,5 mm Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 10^\circ$

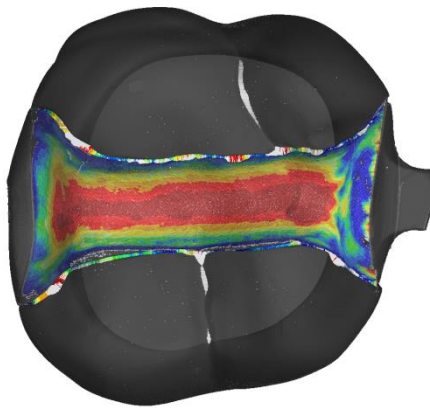
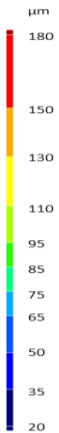


Abbildung 60: μ CT-Analyse Kavität mit runder Präparationsform, 2,5 mm Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 4^\circ$

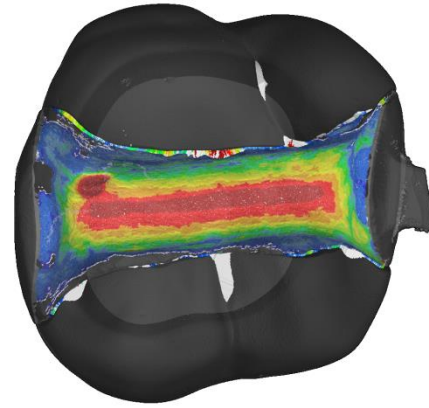


Abbildung 61: μ CT-Analyse Kavität mit runder Präparationsform, 2,5 mm Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 6^\circ$

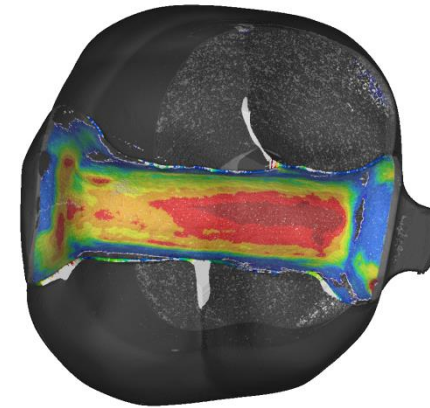


Abbildung 62: μ CT-Analyse Kavität mit runder Präparationsform, 2,5 mm Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 8^\circ$

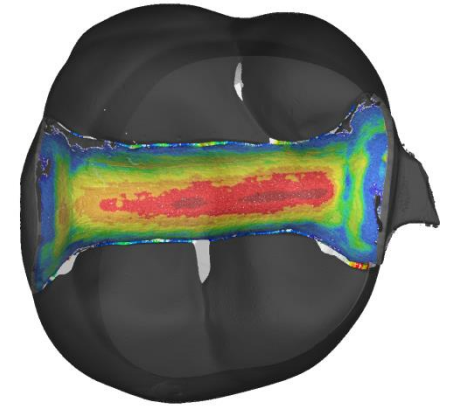


Abbildung 63: μ CT-Analyse Kavität mit runder Präparationsform, 2,5 mm Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 10^\circ$

6.2. Lichtmikroskopische Analyse des Randspalts an den Approximalflächen

6.2.1. Durchschnittliche Breite des Randspaltes an den Approximalflächen

Einfluss der Präparationsform

Betrachtet man die Ergebnisse der Randspaltbreiten für die Präparationsformen abgerundet-kastenförmig und rund (Abbildung 64 und Tabelle 2), so erkennt man, dass die Breite des Spaltes der abgerundet-kastenförmigen Form höher als die der runden Form ist.

Die Mittelwerte der beiden Gruppen betrugen für die abgerundet-kastenförmige Form $86,3 \mu\text{m} \pm 16,2 \mu\text{m}$ und für die rund präparierten Zähne $100,1 \mu\text{m} \pm 15,7 \mu\text{m}$.

Die Mittelwerte der kastenförmigen Präparation betrugen für die Subgruppen zwischen $66,9 \mu\text{m} \pm 6,5 \mu\text{m}$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$) und $97,9 \mu\text{m} \pm 14,8 \mu\text{m}$ (Kasten, 2,5 mm, $\alpha/2 = 10^\circ$). Bei der runden Präparationsform schwankten die durchschnittlichen Spaltbreiten zwischen $92,2 \mu\text{m} \pm 9,3 \mu\text{m}$ (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$) und $116,6 \mu\text{m} \pm 12,3 \mu\text{m}$ (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$).

Mit $p = 0,015$ im U-Test war der Unterschied signifikant.

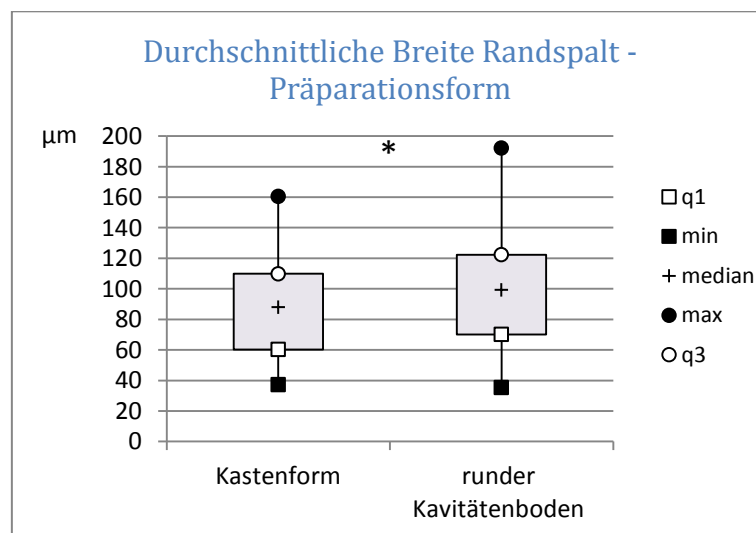


Abbildung 64: Lichtmikroskopische Analyse - Vergleichende Darstellung der Mittelwerte der durchschnittlichen Breite des Randspaltes [µm], gegliedert nach der Präparationsform (Kastenform, runder Kavitätenboden). Der Unterschied ist statistisch signifikant.

Einfluss der Isthmusbreite

Bei Betrachtung der schmalen und breiten Isthmen war kein Unterschied zwischen diesen nachweisbar (Abbildung 65). Die Mittelwerte betrugen $91,6 \mu\text{m} \pm 17,7 \mu\text{m}$ für die schmalen Isthmen und $94,8 \mu\text{m} \pm 17,0 \mu\text{m}$ für die breiten.

Die Randspalten der Inlays mit einer Isthmusbreite von 1,5 mm reichten von durchschnittlich $66,9 \mu\text{m} \pm 6,5 \mu\text{m}$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$) bis $116,6 \mu\text{m} \pm 12,3 \mu\text{m}$ (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$). Bei der 2,5 mm breiten Form zeigte die abgerundet-kastenförmige Kavität mit $\alpha/2 = 4^\circ$ mit $73,8 \mu\text{m}$ die geringste Randspaltbreite, den höchsten Wert mit $102,4 \mu\text{m}$ zeigte die runde Kavität mit $\alpha/2 = 8^\circ$.

Insgesamt gesehen befanden sich alle Ergebnisse in einem vergleichbaren Bereich. Dies wurde auch durch den U-Test, welcher $p = 0,48$ ergab, bestätigt.

Es lag auch dann kein signifikanter Unterschied für die Isthmusbreite vor, wenn die beiden Präparationsformen getrennt voneinander betrachtet wurden. Der U-Test ergab hier bei den abgerundet-kastenförmigen Inlays $p = 0,41$ (Mittelwert 1,5 mm: $83,8 \mu\text{m} \pm 30,5 \mu\text{m}$; 2,5 mm: $88,8 \mu\text{m} \pm 26,9 \mu\text{m}$), bei der runden Präparationsform $p = 0,54$ (Mittelwert 1,5 mm: $99,4 \mu\text{m} \pm 32,5 \mu\text{m}$; 2,5 mm: $100,9 \mu\text{m} \pm 38,8 \mu\text{m}$).

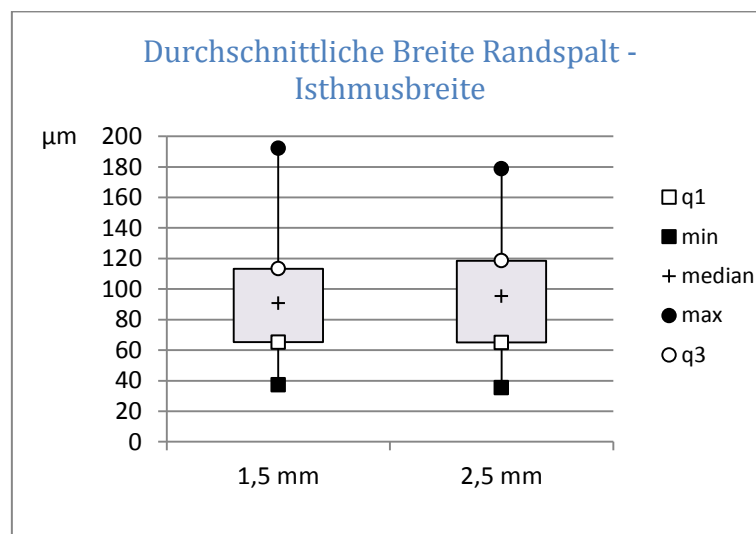


Abbildung 65: Lichtmikroskopische Analyse - Vergleichende Darstellung der Mittelwerte der durchschnittlichen Breite des Randspaltes [μm], gegliedert nach der Isthmusbreite (1,5 mm, 2,5 mm). Der Unterschied ist statistisch nicht signifikant.

Einfluss der Divergenz der Kavitätenwände

Bildete man innerhalb der einzelnen Winkel die Mittelwerte, so war festzustellen, dass diese zwischen Spaltbreiten von $88,1 \mu\text{m} \pm 13,9 \mu\text{m}$ bei einem Präparationswinkel von $\alpha/2 = 4^\circ$ und $100,4 \mu\text{m} \pm 18,8 \mu\text{m}$ bei $\alpha/2 = 8^\circ$ variierten (Abbildung 66).

Die Mittelwerte der Subgruppen zeigten eine Spanne von $66,9 \mu\text{m} \pm 6,5 \mu\text{m}$ (Kasten, $1,5 \text{ mm}$, $\alpha/2 = 6^\circ$) bis $116,6 \mu\text{m} \pm 12,4 \mu\text{m}$ (rund, $1,5 \text{ mm}$, $\alpha/2 = 8^\circ$).

Der Tukey-Test ergab die Werte zwischen $p = 0,11$ (Vergleich $\alpha/2 = 4^\circ$ und 8°) und $p = 0,9$ (Vergleich $\alpha/2 = 4^\circ$ und 6°) und zeigte somit, dass keine signifikanten Unterschiede vorlagen.

Bei Betrachtung der Mittelwerte der Divergenzwinkel in Abhängigkeit von der Präparationsform zeigten sich ebenfalls keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,091$ bis $p = 0,9$). In Abhängigkeit von der Isthmusbreite zeigte der Tukey-Test nur im Vergleich der Kavitäten mit $1,5 \text{ mm}$ Isthmusbreite und einem Divergenzwinkel von 6° beziehungsweise 10° einen signifikanten Unterschied ($p = 0,029$).

Wurden die Winkel 4° und 6° , sowie 8° und 10° zusammengefasst und dann miteinander verglichen (Abbildung 67), wies der U-Test mit $p = 0,027$ auf einen signifikanten Unterschied hin (Mittelwerte $4^\circ - 6^\circ$: $88,5 \mu\text{m} \pm 15,2 \mu\text{m}$; $8^\circ - 10^\circ$: $98,0 \mu\text{m} \pm 16,9 \mu\text{m}$).

Wurde innerhalb dieser Gruppen zwischen den beiden Präparationsformen unterschieden, ergab sich für die abgerundet-kastenförmigen Inlays ein Mittelwert von $79,6 \mu\text{m} \pm 12,6 \mu\text{m}$ bei Inlays mit 4° bis 6° divergierenden Kavitätenwänden und $92,9 \mu\text{m} \pm 16,9 \mu\text{m}$ bei den Divergenzwinkeln von 8° bis 10° . Der U-Test ergab hier $p = 0,012$. Bei der runden Präparationsform betrug der Mittelwert für die weniger stark divergierenden Kavitäten $97,3 \mu\text{m} \pm 12,2 \mu\text{m}$, beziehungsweise $103,0 \mu\text{m} \pm 18,4 \mu\text{m}$ bei den Inlays mit größerem Divergenzwinkel. Der U-Test zeigte hier einen nicht signifikanten Unterschied mit $p = 0,31$.

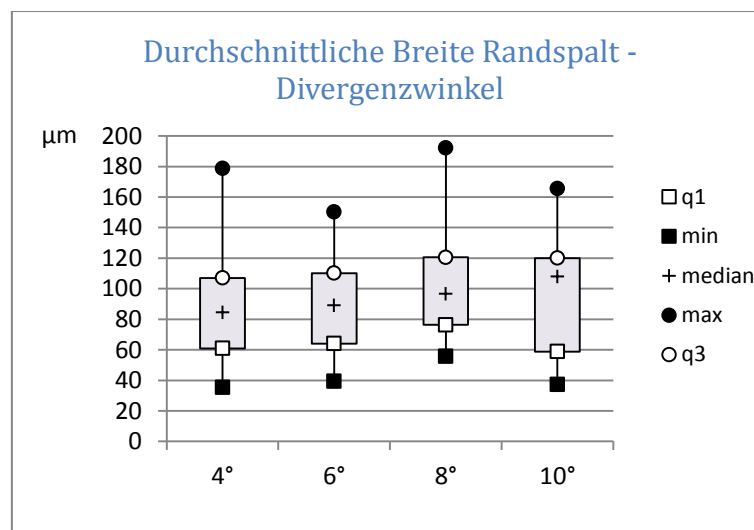


Abbildung 66: Lichtmikroskopische Analyse - Vergleichende Darstellung der Mittelwerte der durchschnittlichen Breite des Randspaltes [μm], gegliedert nach dem Divergenzwinkel der Kavitätenwände ($\alpha/2 = 4^\circ, 6^\circ, 8^\circ, 10^\circ$). Die Unterschiede sind statistisch nicht signifikant.

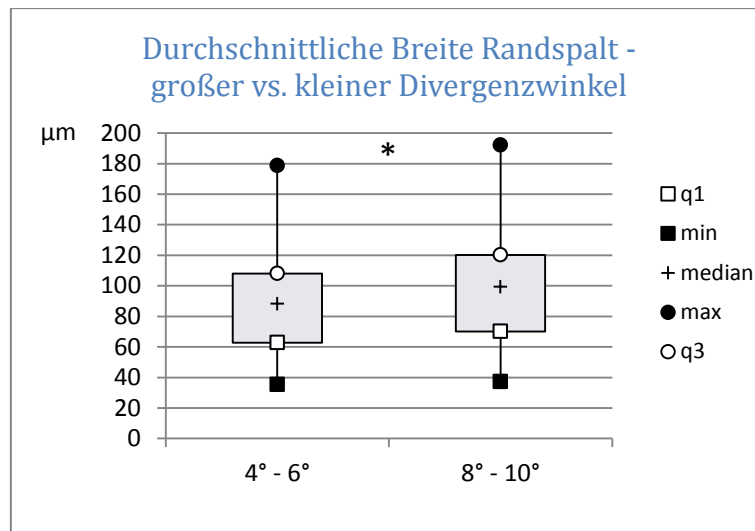


Abbildung 67: Lichtmikroskopische Analyse - Vergleichende Darstellung der Mittelwerte der durchschnittlichen Breite des Randspaltes [μm], gegliedert nach kleinem und großem Divergenzwinkel der Kavitätenwände ($\alpha/2 = 4^\circ - 6^\circ$ und $8^\circ - 10^\circ$). Der Unterschied ist statistisch signifikant.

Vergleich der Approximalflächen

Beim direkten Vergleich der mesialen und distalen Seiten der Keramikinlays lässt sich bereits in den Box-Plot-Diagrammen (Abbildung 68) deutlich erkennen, dass hier Unterschiede vorliegen. Im Mittel zeigte der mesiale Randspalt eine Breite von $116,8 \mu\text{m} \pm 20,0 \mu\text{m}$, der distale von $69,7 \mu\text{m} \pm 14,4 \mu\text{m}$. Der geringste Wert der mesialen Seite lag in den Subgruppen bei $84,4 \mu\text{m} \pm 6,9 \mu\text{m}$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$), der geringste der distalen Approximalfläche bei $47,2 \mu\text{m} \pm 9,2 \mu\text{m}$ (rund, 2,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$). Die höchsten Werte betrugen mesial $154,3 \mu\text{m} \pm 20,2 \mu\text{m}$ (rund, 2,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$) und distal nur $93,0 \mu\text{m} \pm 27,3 \mu\text{m}$ (Kasten, 2,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$). Der höchste Wert der distalen Seite war also nur knapp größer als der geringste Wert der mesialen Seite (Tabelle 2).

Gemäß dem U-Test lag hier ein signifikanter Unterschied vor, zu Ungunsten der mesialen Seite (U-Test $p < 0,0001$).

In Abhängigkeit von den anderen Präparationsparametern zeigte der U-Test weitere signifikante Unterschiede an. So war der Vergleich der abgerundet-kastenförmigen sowie der der runden Präparationsform mit jeweils $p < 0,0001$ signifikant (kastenförmig: mesial $105,1 \mu\text{m} \pm 20,6 \mu\text{m}$; distal $67,4 \mu\text{m} \pm 22,6 \mu\text{m}$; rund: mesial $128,4 \mu\text{m} \pm 23,8 \mu\text{m}$; distal $71,9 \mu\text{m} \pm 19,0 \mu\text{m}$). Auch der Vergleich der Isthmusbreite zeigte diese signifikanten Unterschiede (1,5 mm: mesial $114,8 \mu\text{m} \pm 24,8 \mu\text{m}$; distal $68,3 \mu\text{m} \pm 19,7 \mu\text{m}$, $p < 0,0001$; 2,5 mm: mesial $112,6 \mu\text{m} \pm 26,0 \mu\text{m}$, distal $71,0 \mu\text{m} \pm 22,2 \mu\text{m}$; $p < 0,0001$).

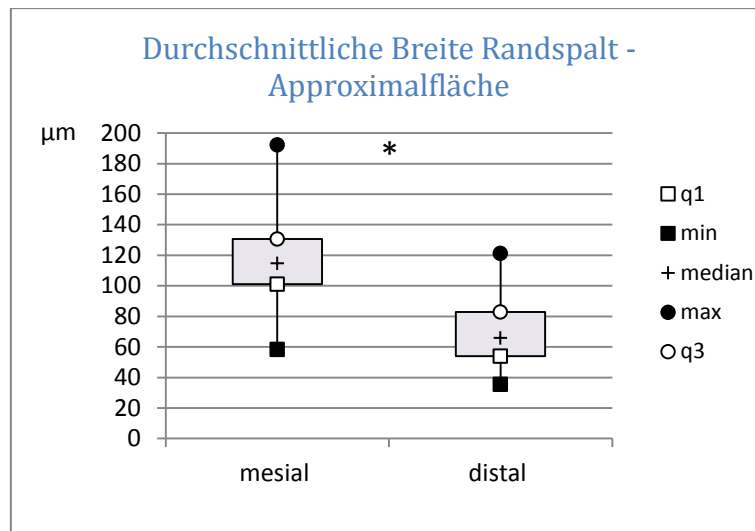


Abbildung 68: Lichtmikroskopische Analyse - Vergleichende Darstellung der Mittelwerte der durchschnittlichen Breite des Randspaltes [µm] der approximalen Inlayflächen, gegliedert nach der Approximalfläche (mesial und distal). Der Unterschied ist statistisch signifikant.

Tabelle 2: Lichtmikroskopische Analyse - Mittelwerte und Standardabweichung der durchschnittlichen Breite des Randspaltes [μm], gegliedert nach Präparationsform (Kastenform, runder Kavitätenboden), Isthmusbreite (1,5 mm, 2,5 mm), Winkel ($\alpha/2 = 4^\circ, 6^\circ, 8^\circ, 10^\circ$). Im rechten Tabellenanteil sind die Werte für den Vergleich der Approximalflächen (mesial, distal) auf der Ebene der Isthmusbreite dargestellt.

Präparationsform		Isthmusbreite		Winkel			Approximalfläche	
Kasten	86,3 $\pm 16,2$	1,5 mm	83,8 $\pm 30,5$	4°	85,7	$\pm 27,2$	mesial	106,9 $\pm 20,3$
				6°	66,9	$\pm 20,0$		
				8°	93,2	$\pm 19,4$	distal	60,7 $\pm 19,4$
				10°	89,3	$\pm 45,4$		
		2,5 mm	88,8 $\pm 26,9$	4°	73,8	$\pm 25,3$	mesial	103,4 $\pm 21,2$
				6°	92,1	$\pm 32,0$		
				8°	91,2	$\pm 26,5$	distal	74,1 $\pm 24,1$
				10°	97,9	$\pm 19,8$		
Runder Kavitätenboden	100,1 $\pm 15,7$	1,5 mm	99,4 $\pm 32,5$	4°	92,2	$\pm 24,2$	mesial	122,8 $\pm 26,7$
				6°	93,9	$\pm 15,6$		
				8°	116,6	$\pm 42,0$	distal	76,0 $\pm 17,3$
				10°	95,0	$\pm 39,2$		
		2,5 mm	100,9 $\pm 38,8$	4°	100,7	$\pm 58,4$	mesial	134,0 $\pm 19,4$
				6°	102,4	$\pm 32,8$		
				8°	100,7	$\pm 29,0$	distal	67,8 $\pm 20,2$
				10°	99,8	$\pm 34,5$		

6.2.1.1. Maximale Randspaltbreiten der approximalen Flächen

Einfluss der Präparationsform

Die Mittelwerte der abgerundet-kastenförmigen und der runden Präparationsform (Abbildung 69 und Tabelle 3) unterschieden sich mit $274,1 \mu\text{m} \pm 78,3 \mu\text{m}$ (kastenförmig) und $263,1 \mu\text{m} \pm 51,0 \mu\text{m}$ (rund) nicht sehr deutlich voneinander.

Entsprechend zeigten auch die Mittelwerte der maximalen Randspalten der Subgruppen mit $214,2 \mu\text{m} \pm 27,2 \mu\text{m}$ (Kasten, 2,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$) bis $333,2 \mu\text{m} \pm 173,4 \mu\text{m}$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$) bei den abgerundet-kastenförmigen Inlays und mit $236,5 \mu\text{m} \pm 33,0 \mu\text{m}$ (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$) bis $301,4 \mu\text{m} \pm 42,1 \mu\text{m}$ (rund, 2,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$) bei den runden Inlays keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,84$).

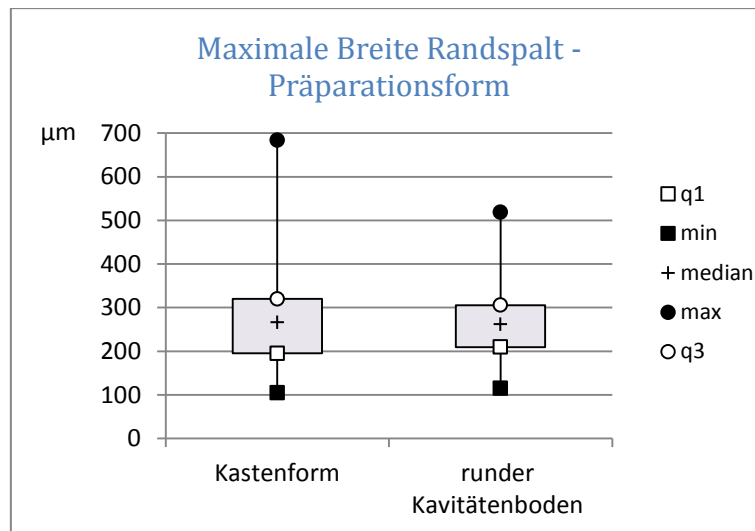


Abbildung 69: Lichtmikroskopische Analyse - Vergleichende Darstellung der Maximalwerte der Breite des Randspaltes [µm], gegliedert nach der Präparationsform (Kastenform, runder Kavitätenboden). Der Unterschied ist statistisch nicht signifikant.

Einfluss der Isthmusbreite

Die Mittelwerte der maximalen Randspaltwerte, die beim schmalen Isthmus gemessen werden konnten, betrugen $263,4 \mu\text{m} \pm 73,4 \mu\text{m}$. Bei der Präparationsbreite von 2,5 mm betrugen sie $273,7 \mu\text{m} \pm 57,9 \mu\text{m}$ (Abbildung 70).

Die Subgruppen zeigten durchschnittliche Maximalwerte zwischen $235,3 \mu\text{m} \pm 21,9 \mu\text{m}$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$) und $333,2 \mu\text{m} \pm 173,4 \mu\text{m}$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$) bei den 1,5 mm breiten Kavitäten. Bei den 2,5 mm breiten reichten sie von durchschnittlich $214,2 \mu\text{m} \pm 27,2 \mu\text{m}$ (Kasten, 2,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$) bis $328,6 \mu\text{m} \pm 93,7 \mu\text{m}$ (Kasten, 2,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$).

Der U-Test zeigte mit $p = 0,29$, dass der Vergleich zwischen 1,5 mm und 2,5 mm Isthmusbreite keinen signifikanten Unterschied bezüglich der maximalen Randspaltwerte ergab.

Wurde zusätzlich zwischen der Präparationsform untergliedert, zeigten sich bei den abgerundet-kastenförmigen Inlays Mittelwerte von $237,1 \mu\text{m} \pm 123,5 \mu\text{m}$ bei 1,5 mm Isthmusbreite und $275,0 \mu\text{m} \pm 93,9 \mu\text{m}$ bei 2,5 mm. Laut U-Test war das ein nicht signifikanter Unterschied ($p = 0,54$). Bei den runden Kavitäten ergaben sich Mittelwerte von $253,8 \mu\text{m} \pm 69,7 \mu\text{m}$ bei 1,5 mm und $272,4 \mu\text{m} \pm 87,2 \mu\text{m}$ bei 2,5 mm. Der U-Test zeigte auch hier einen nicht signifikanten Unterschied ($p = 0,21$).

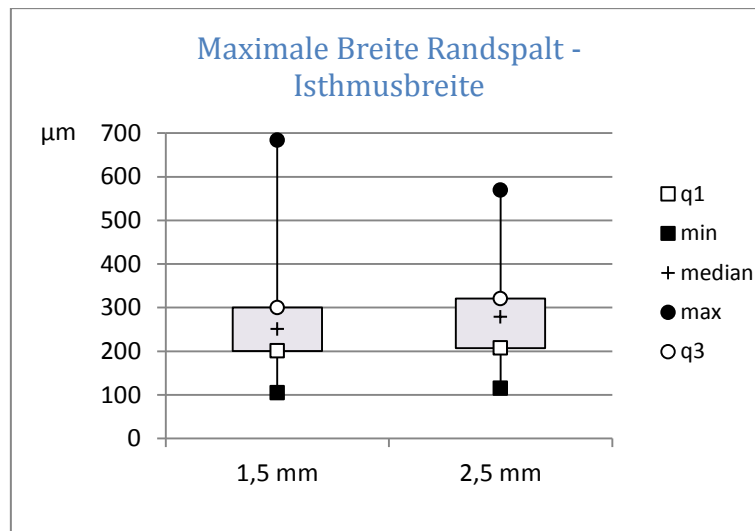


Abbildung 70: Lichtmikroskopische Analyse - Vergleichende Darstellung der Maximalwerte der Breite des Randspaltes [µm], gegliedert nach der Isthmusbreite (1,5 mm, 2,5 mm). Der Unterschied ist statistisch nicht signifikant.

Einfluss der Divergenz der Kavitätenwände

Im Vergleich der Winkel untereinander (Abbildung 71) konnte festgestellt werden, dass teilweise große Unterschiede zu messen waren, die Werte zum Teil aber auch sehr nah beieinander lagen. Die Mittelwerte bewegten sich zwischen $232,5 \mu\text{m} \pm 33,7 \mu\text{m}$ bei $\alpha/2 = 4^\circ$ und $306,2 \mu\text{m} \pm 100,0 \mu\text{m}$ bei $\alpha/2 = 8^\circ$.

Die durchschnittlichen Randspalten der Subgruppen betrug zwischen $214,2 \mu\text{m} \pm 27,2 \mu\text{m}$ (Kasten, 2,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$) und $333,2 \mu\text{m} \pm 173,4 \mu\text{m}$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$).

Der Tukey-Test zeigte einen signifikanten Unterschied bei Vergleich des 4° -Divergenzwinkels zum 8° Winkel an ($p = 0,0018$). Alle anderen Winkel zeigten hingegen im Vergleich keine signifikanten Unterschiede.

Der Tukey-Test zeigte für den Vergleich der Divergenzwinkel in Abhängigkeit von der Präparationsform in der Regel auch keinen signifikanten Unterschied. Lediglich der Vergleich von 4° zu 8° bei den abgerundet-kastenförmig präparierten Inlays ($p = 0,009$) und der Vergleich der Gruppe abgerundet-kastenförmig, 8° zu rund, 4° Divergenzwinkel ($p = 0,046$) waren signifikant. Wurde neben dem Divergenzwinkel auch zwischen den Isthmusbreiten untergliedert, zeigte der Tukey-Test nur beim Vergleich der Mittelwerte der Kavitäten mit 1,5 mm Isthmusbreite und 8° Divergenzwinkel zu den Kavitäten mit 2,5 mm Isthmusbreite und 4° Winkel einen signifikanten Unterschied an ($p = 0,049$). Alle anderen Ergebnisse zeigten keine signifikanten Unterschiede.

Wurden hier die kleineren Divergenzwinkel ($\alpha/2 = 4^\circ$ und 6°) sowie die größeren ($\alpha/2 = 8^\circ$ und 10°) zusammengefasst (Abbildung 72), ergaben sich die Mittelwerte $251,2 \mu\text{m} \pm 41,2 \mu\text{m}$ bei den kleine-

ren Winkel und $286,0 \mu\text{m} \pm 80,4 \mu\text{m}$ bei den größeren. Der U-Test ergab $p = 0,035$ und zeigte somit, dass die Unterschiede signifikant waren.

Bei Unterteilung der beiden Gruppen nach der Präparationsform ergaben sich bei den abgerundet-kastenförmigen Inlays Mittelwerte von $253,2 \mu\text{m} \pm 38,5 \mu\text{m}$ für die Winkel 4° und 6° und $307,7 \mu\text{m} \pm 70,7 \mu\text{m}$ für die Winkel 8° und 10° . Der U-Test ergab hier $p = 0,036$ und zeigte somit signifikante Unterschiede der Werte. Bei den runden Kavitäten waren es $254,6 \mu\text{m} \pm 46,2 \mu\text{m}$ für die kleineren Öffnungswinkel und $271,6 \mu\text{m} \pm 55,2 \mu\text{m}$ für die größeren. Der U-Test zeigte hier keine signifikanten Unterschiede der Ergebnisse ($p = 0,32$).

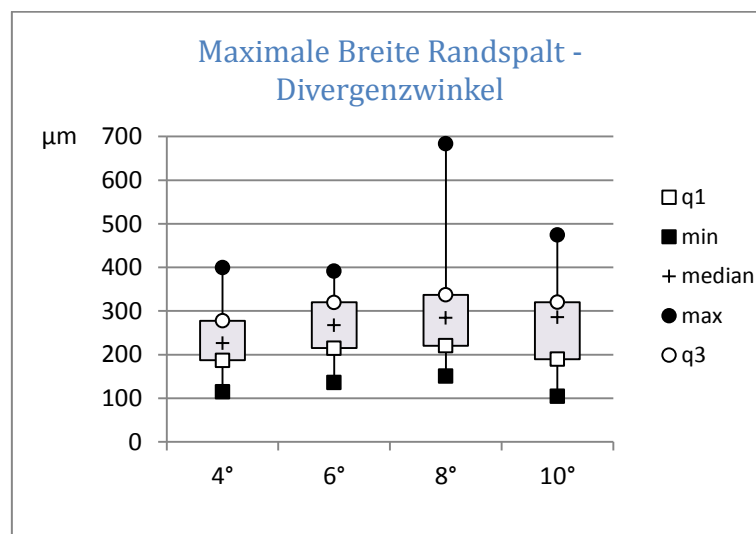


Abbildung 71: Lichtmikroskopische Analyse - Vergleichende Darstellung der Maximalwerte der Breite des Randspaltes [μm], gegliedert nach den Divergenzwinkeln ($\alpha/2 = 4^\circ, 6^\circ, 8^\circ, 10^\circ$). Der Unterschied zwischen 4° zu 8° ist statistisch signifikant (Tukey-Test).

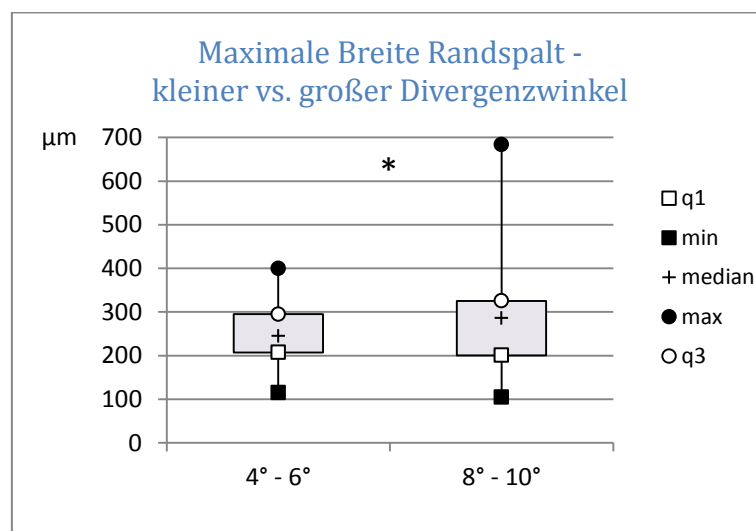


Abbildung 72: Lichtmikroskopische Analyse - Vergleichende Darstellung der Maximalwerte der Breite des Randspaltes [μm], gegliedert nach großen und kleinen Divergenzwinkeln ($\alpha/2 = 4^\circ - 6^\circ$ und $8^\circ - 10^\circ$). Der Unterschied ist statistisch signifikant.

Vergleich der Approximalflächen

Bei direkter Betrachtung der maximalen Randspalten der mesialen und distalen Approximalseite (Abbildung 73) ergaben die Mittelwerte für die mesiale Approximalseite $309,3 \mu\text{m} \pm 76,4 \mu\text{m}$ und für die distale $227,8 \mu\text{m} \pm 94,9 \mu\text{m}$.

Die Subgruppen zeigten mesial Mittelwerte zwischen $239,6 \mu\text{m} \pm 34,0 \mu\text{m}$ (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$) und $395,3 \mu\text{m} \pm 174,9 \mu\text{m}$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$), die distalen Subgruppen Mittelwerte zwischen $127,6 \mu\text{m} \pm 31,6 \mu\text{m}$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 10^\circ$) und $405,7 \mu\text{m} \pm 178,2 \mu\text{m}$ (Kasten, 2,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$).

Der U-Test zeigte für den Vergleich der Mittelwerte des maximalen Randspalts der beiden Approximalflächen mit $p < 0,0001$ einen signifikanten Unterschied an.

Wurden die Approximalseiten in Abhängigkeit von der Präparationsform verglichen, ergaben sich für die abgerundet-kastenförmigen Kavitäten Mittelwerte von $311,0 \mu\text{m} \pm 84,9 \mu\text{m}$ mesial und $237,1 \pm 118,6 \mu\text{m}$ distal. Bei den rund präparierten Kavitäten waren es mesial $307,6 \mu\text{m} \pm 67,9 \mu\text{m}$ und distal $218,6 \mu\text{m} \pm 63,1 \mu\text{m}$. Beide Male zeigte der U-Test mit $p < 0,0001$ signifikante Unterschiede.

Wurden die Approximalseiten nach der Isthmusbreite 1,5 mm und 2,5 mm unterteilt, ergab der U-Test ebenfalls beide Male $p < 0,0001$ (Mittelwerte 1,5 mm: mesial $311,7 \mu\text{m} \pm 92,0 \mu\text{m}$, distal $215,1 \mu\text{m} \pm 84,1 \mu\text{m}$; 2,5 mm mesial $306,9 \mu\text{m} \pm 57,8 \mu\text{m}$, distal $240,6 \mu\text{m} \pm 104,1 \mu\text{m}$).

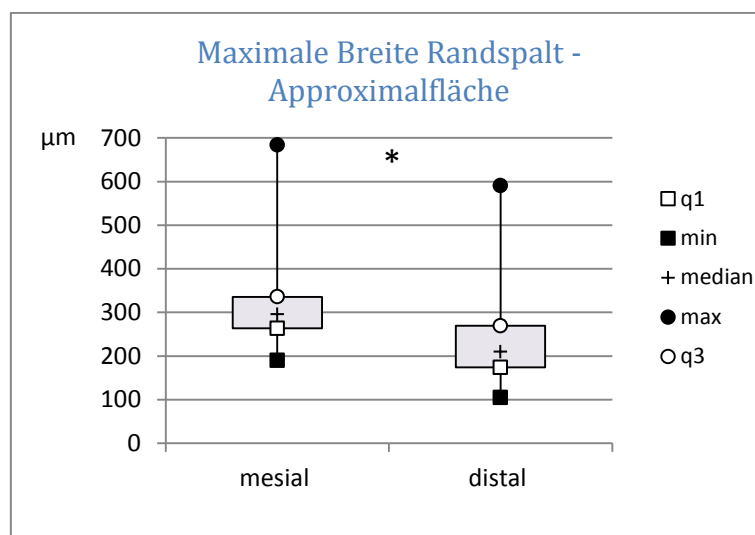


Abbildung 73: Lichtmikroskopische Analyse - Vergleichende Darstellung der Maximalwerte der Breite des Randspaltes [μm], gegliedert nach den Approximalflächen (mesial und distal). Der Unterschied ist statistisch signifikant.

Tabelle 3: Lichtmikroskopische Analyse - Mittelwerte und Standardabweichung der Maximalwerte der Breite des Randspaltes [µm], gegliedert nach Präparationsform (Kastenform, runder Kavitätenboden), Isthmusbreite (1,5 mm, 2,5 mm), Winkel ($\alpha/2 = 4^\circ, 6^\circ, 8^\circ, 10^\circ$). Im rechten Tabellenanteil sind die Werte für den Vergleich der Approximalflächen (mesial, distal) auf der Ebene der Isthmusbreite dargestellt.

Präparationsform		Isthmusbreite		Winkel		Approximalfläche	
Kasten	274,1 ± 109,1	1,5 mm	273,1 ±123,5	4°	235,26 ± 21,9	mesial	337,3 ± 106,0
				6°	271,1 ± 45,2		
				8°	333,2 ± 173,4	distal	208,8 ± 106,8
				10°	252,7 ± 30,4		
		2,5 mm	275,0 ± 93,9	4°	214,2 ± 27,2	mesial	284,7 ± 46,0
				6°	270,4 ± 11,2		
				8°	328,6 ± 93,7	distal	265,3 ± 125,7
				10°	286,9 ± 37,0		
Runder Kavitätenboden	263, 1 ± 79,0	1,5 mm	253,8 ± 69,7	4°	241,3 ± 36,0	mesial	286,1 ± 69,0
				6°	236,5 ± 33,0		
				8°	293,2 ± 43,1	distal	221,4 ± 54,9
				10°	244,1 ± 65,9		
		2,5 mm	272,4 ± 87,2	4°	239,2 ± 48,0	mesial	329,0 ± 61,0
				6°	301,4 ± 42,1		
				8°	269,7 ± 57,7	distal	215,8 ± 71,7
				10°	279,3 ± 57,7		

6.2.1.2. Randspaltbreite an einzelnen Randabschnitten

Wurden bei den abgerundeten Inlays die Maximalwerte der Abschnitte miteinander verglichen (Tabelle 4), zeigte sich, dass sie sich teilweise stark unterschieden. So hatte der Bereich des Übergangs zur okklusalen Randzone einen durchschnittlichen Maximalwert von $206,6 \mu\text{m} \pm 66,9 \mu\text{m}$, die Randzone der Extensionsfläche $207,1 \mu\text{m} \pm 64,9 \mu\text{m}$, die Maximalwerte im Bereich des Übergangs von der Randzone zur gingivalen Stufe ergaben im Mittel $163,8 \mu\text{m} \pm 35,3 \mu\text{m}$ und im Bereich der gingivalen Stufe hatten die Kavitäten lediglich einen durchschnittlichen Maximalwert von $111,3 \mu\text{m} \pm 56,5 \mu\text{m}$.

Wurden die Messwerte mit dem Tukey-Test ins Verhältnis gesetzt, ergaben sich für alle Gruppen signifikante Unterschiede ($p = 0,001$ bis $p = 0,0057$). Alleine der Vergleich zwischen okklusaler Randzone und Extensionsfläche zeigte keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,9$).

Bei den runden Inlays wurde der Übergang zur okklusalen Randzone mit der übrigen Strecke verglichen. Der Maximalwert betrug im Mittel okklusal $181,1 \mu\text{m} \pm 59,0 \mu\text{m}$, der der Extensionsfläche $239,3 \mu\text{m} \pm 52,9 \mu\text{m}$.

Der U-Test zeigte mit $p = 0,025$, dass hier ein signifikanter Unterschied vorlag.

Um die Präparationsformen miteinander vergleichen zu können, wurden bei den abgerundeten Inlays die Randzone der Extensionsfläche, die Abrundung und die gingivale Stufe zusammengefasst. Der Mittelwert ergab hierfür $160,7 \mu\text{m} \pm 31,7 \mu\text{m}$.

Mit dem U-Test wurde dann verglichen, ob es einen Unterschied zwischen den Maximalwerten der Übergangszone zur okklusalen Randzone zwischen abgerundet-kastenförmigen und runden Kavitäten gibt. Der Unterschied war mit $p = 0,4$ nicht signifikant. Ebenfalls wurde zwischen den Extensionsflächen der beiden Präparationsformen verglichen. Der U-Test wies hier mit $p = 0,001$ auf einen signifikanten Unterschied hin.

Tabelle 4: Lichtmikroskopische Analyse – Übersicht über Mittelwerte und Standardabweichung der Maximalwerte der Abschnitte der Randspaltbreite [μm]: Okklusal = Übergang zur okklusalen Randzone, Extensionsfläche = Randzone der Extensionsfläche, Abrundung = Übergang von der Randzone der Extensionsfläche zur gingivalen Stufe, gingivale Stufe; gegliedert nach Präparationsform (Mittelwert, Kastenform, runder Kavitätenboden) und Isthmusbreite (Mittelwert, 1,5 mm und 2,5 mm).

	Kasten			Runder Kavitätenboden		
		1,5 mm	2,5 mm		1,5 mm	2,5 mm
Okklusal	206,6 $\pm 90,2$	235,5 $\pm 112,2$	177,7 $\pm 54,2$	181,1 $\pm 62,2$	166,9 $\pm 59,5$	195,2 $\pm 65,5$
Extensionsfläche	207,1 $\pm 71,9$	174,7 $\pm 53,1$	239,5 $\pm 76,6$	239,3 $\pm 63,7$	232,4 $\pm 62,9$	246,2 $\pm 68,1$
Abrundung	163,8 $\pm 42,9$	153,2 $\pm 53,0$	174,5 $\pm 29,6$			
gingivale Stufe	111,3 $\pm 46,6$	120,4 $\pm 59,1$	102,2 $\pm 31,3$			

6.2.2. Lichtmikroskopische Analyse weiterer Parameter des Randspalts

6.2.2.1. Länge der okklusal-approximalen Randzone

Einfluss der Präparationsform

Im Vergleich der abgerundeten und der runden Präparationsform ließ sich kein deutlicher Unterschied im Hinblick auf die Länge der okklusal-approximalen Randzone erkennen (Tabelle 5). So betrug der Mittelwert der Strecke bei der abgerundeten Form $570,2 \mu\text{m} \pm 224,9 \mu\text{m}$, der der runden Präparationsform $533,8 \mu\text{m} \pm 240,8 \mu\text{m}$.

Innerhalb der Subgruppen betrug die Länge der okklusal-approximalen Randzone bei den kastenförmigen Kavitäten zwischen $433,8 \mu\text{m} \pm 155,1 \mu\text{m}$ (Kasten, 2,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$) und $747,5 \mu\text{m} \pm 257,6 \mu\text{m}$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$). Bei der runden Form reichte sie von $145,2 \mu\text{m} \pm 40,6 \mu\text{m}$ (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$) bis $817,3 \mu\text{m} \pm 157,1 \mu\text{m}$ (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$).

Auch der U-Test zeigte mit $p = 0,38$ keinen signifikanten Unterschied zwischen diesen Ergebnissen.

Einfluss der Isthmusbreite

Bezüglich der Isthmusbreite ergaben sich ähnliche Mittelwerte für die Länge der Übergangszone. Die Mittelwerte unterschieden sich mit $559,1 \mu\text{m} \pm 289,0 \mu\text{m}$ bei den schmalen Kavitäten und $544,9 \mu\text{m} \pm 160,0 \mu\text{m}$ bei den breiteren nur wenig.

Entsprechend reichten die Werte der schmalen Inlays von $145,2 \mu\text{m} \pm 40,6 \mu\text{m}$ (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$) bis $817,3 \mu\text{m} \pm 157,1 \mu\text{m}$ (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$). Bei den breiten Isthmen ergaben sich Mittelwerte zwischen $433,8 \mu\text{m} \pm 155,1 \mu\text{m}$ (Kasten, 2,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$) und $689,0 \mu\text{m} \pm 180,2 \mu\text{m}$ (rund, 2,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$).

Der U-Test zeigte mit $p = 0,85$ keine signifikanten Unterschiede.

Unterteilt nach den Präparationsformen ergab der U-Test bei den abgerundet-kastenförmigen Inlays $p = 0,28$ (Mittelwert 1,5 mm: $624,5 \mu\text{m} \pm 411,7 \mu\text{m}$; 2,5 mm: $515,9 \mu\text{m} \pm 224,0 \mu\text{m}$) und bei den runden $p = 0,35$ (Mittelwert 1,5 mm: $493,7 \mu\text{m} \pm 363,3 \mu\text{m}$; 2,5 mm: $573,8 \mu\text{m} \pm 316,6 \mu\text{m}$). Dementsprechend zeigte die Breite des Isthmus auch bei der Präparationsform keinen signifikanten Unterschied auf die okklusal-approximale Randzone.

Einfluss der Divergenz der Kavitätenwände

Wurden die okklusal-approximale Randzonen in Abhängigkeit vom Divergenzwinkel miteinander verglichen, ergaben sich ebenfalls keine großen Unterschiede. Für die durchschnittliche Länge der okklusal-approximalen Randzone ergaben sich Mittelwerte zwischen $458,3 \mu\text{m} \pm 254,7 \mu\text{m}$ bei $\alpha/2 = 6^\circ$ und $600,2 \mu\text{m} \pm 226,6 \mu\text{m}$ bei $\alpha/2 = 8^\circ$.

In den Subgruppen reichten die Mittelwerte der Länge der Übergangszone von $145,2 \mu\text{m} \pm 40,6 \mu\text{m}$ (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$) bis $817,3 \mu\text{m} \pm 157,1 \mu\text{m}$ (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$).

Die statistische Auswertung im Tukey-Test zeigte, dass auch hier keine signifikanten Unterschiede der Divergenzwinkel vorhanden waren, weder im direkten Vergleich der Winkel, noch im Hinblick auf die Präparationsform oder die Präparationsbreite.

Wurden die kleineren ($\alpha/2 = 4^\circ$ und 6°) und die größeren ($\alpha/2 = 8^\circ$ und 10°) Divergenzwinkel zusammengefasst, wies der U-Test auf einen nicht signifikanten Unterschied hin ($p = 0,3$; Mittelwert $4^\circ + 6^\circ = 521,1 \mu\text{m} \pm 255,4 \mu\text{m}$; $8^\circ + 10^\circ = 582,8 \mu\text{m} \pm 205,1 \mu\text{m}$). Der Mittelwert der abgerundet-kastenförmigen Inlays mit dem kleineren Divergenzwinkel betrug $571,7 \mu\text{m} \pm 322,2 \mu\text{m}$, der der größeren $523,6 \mu\text{m} \pm 169,1 \mu\text{m}$. Im Vergleich zeigten die Ergebnisse im U-Test keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,26$). Bei der runden Präparationsform ergaben die Mittelwerte $502,3 \mu\text{m} \pm 268,6 \mu\text{m}$ ($4^\circ + 6^\circ$) und $562,2 \mu\text{m} \pm 211,5 \mu\text{m}$ ($8^\circ + 10^\circ$). Auch hier zeigte der U-Test keine signifikanten Unterschiede an ($p = 0,54$).

Vergleich der Approximalflächen

Wurde die okklusale Übergangszone nach der Approximalseite der Inlays beurteilt, ergab sich, anders als bisher, eine Tendenz. Die Mittelwerte zeigten mit mesial $662,8 \mu\text{m} \pm 221,0 \mu\text{m}$ und distal $441,2 \mu\text{m} \pm 210,3 \mu\text{m}$, dass die mesialen Approximalflächen eine längere Strecke im okklusal-approximalen Randbereich hatten als die distalen.

Innerhalb der Subgruppen reichten bei den mesialen Inlayflächen die Strecken von $163,1 \mu\text{m} \pm 71,0 \mu\text{m}$ (rund, 2,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$) bis $1192,5 \mu\text{m} \pm 322,3 \mu\text{m}$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$). Auf der distalen Seite waren es zwischen $182,6 \mu\text{m} \pm 87,8 \mu\text{m}$ (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$) und $1038,5 \mu\text{m} \pm 200,4 \mu\text{m}$ (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$).

Wurden die Messdaten statistisch mit dem U-Test ausgewertet, zeigte sich, dass hier ein signifikanter Unterschied vorlag ($p < 0,0001$).

In Abhängigkeit von der Präparationsform ließ sich mit dem U-Test bei den abgerundet-kastenförmigen Inlays (Mittelwert mesial $728,2 \mu\text{m} \pm 307,0 \mu\text{m}$; distal $412,2 \mu\text{m} \pm 283,3 \mu\text{m}$) ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Approximalflächen nachweisen ($p < 0,0001$). Bei den

runden (Mittelwert mesial 579,3 μm \pm 367,3 μm ; distal 470,2 μm \pm 303,8 μm) war kein signifikanter Unterschied vorhanden ($p = 0,14$).

Sowohl bei einer Isthmusbreite von 1,5 mm als auch bei 2,5 mm, zeigte der Vergleich von mesialer und distaler Approximalseite signifikante Unterschiede. Bei den 1,5 mm breit präparierten Kavitäten ergab der U-Test $p = 0,005$ (Mittelwert mesial 676,0 μm \pm 380,0 μm , distal 442,2 μm \pm 371,2 μm), bei den 2,5 mm breiten war $p = 0,001$ (Mittelwert mesial 649,5 μm \pm 305,3 μm ; distal 440,2 μm \pm 190,9 μm).

Tabelle 5: Lichtmikroskopische Analyse - Mittelwerte und Standardabweichung der Länge der okklusal-approximalen Randzone [μm], gegliedert nach Präparationsform (Kastenform, runder Kavitätenboden), Isthmusbreite (1,5 mm, 2,5 mm), Winkel ($\alpha/2 = 4^\circ, 6^\circ, 8^\circ, 10^\circ$). Im rechten Tabellenanteil sind die Werte für den Vergleich der Approximalflächen (mesial, distal) auf der Ebene der Isthmusbreite dargestellt.

Präparationsform		Isthmusbreite		Winkel		Approximalfläche	
Kasten	570,2 \pm 333,8	1,5 mm	624,5 \pm 411,7	4°	470,3 \pm 377,3	mesial	825,9 \pm 368,1
				6°	673,1 \pm 256,0		
				8°	747,5 \pm 257,6	distal	423,0 \pm 356,3
				10°	607,0 \pm 148,4		
		2,5 mm	515,9 \pm 224,0	4°	582,8 \pm 114,1	mesial	630,5 \pm 194,6
				6°	433,8 \pm 155,1		
				8°	572,1 \pm 205,5	distal	401,4 \pm 193,6
				10°	475,0 \pm 127,2		
runder Kavitätenboden	533,8 \pm 341,0	1,5 mm	493,7 \pm 363,3	4°	817,3 \pm 157,1	mesial	526,1 \pm 337,1
				6°	145,2 \pm 40,6		
				8°	392,3 \pm 103,8	distal	461,4 \pm 393,8
				10°	620,0 \pm 265,8		
		2,5 mm	573,8 \pm 316,6	4°	465,6 \pm 79,5	mesial	668,6 \pm 390,7
				6°	581,0 \pm 130,9		
				8°	689,0 \pm 180,2	distal	478,9 \pm 184,8
				10°	559,6 \pm 195,8		

6.2.2.2. Homogenität der approximalen Randzone

Einfluss der Präparationsform

Im Vergleich der Präparationsformen konnte man feststellen, dass die runde Form eine höhere Homogenität aufwies als die abgerundete (Tabelle 6). Der Mittelwert der abgerundeten Form betrug $13,4 \% \pm 4,9 \%$, der der runden Form $10,9 \% \pm 4,4 \%$.

Während die prozentualen Mittelwerte der abgerundeten Form sich in den einzelnen Subgruppen zwischen $7,3 \% \pm 1,2 \%$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 10^\circ$) und $17,9 \% \pm 6,2 \%$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$) bewegten, fanden sich bei der runden Form Werte ab $6,6 \% \pm 4,5 \%$ (rund, 2,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$) bis maximal $16,0 \% \pm 4,4 \%$ (rund, 2,5 mm, $\alpha/2 = 10^\circ$).

Dass sich die Mittelwerte statistisch signifikant unterschieden, wurde durch den U-Test mit dem Ergebnis $p = 0,021$ belegt.

Einfluss der Isthmusbreite

Die Mittelwerte für die Homogenität der approximalen Randzone betrugen $12,2 \% \pm 4,9 \%$ beim schmalen Isthmus und $12,1 \% \pm 4,7 \%$ bei 2,5 mm Isthmusbreite.

Die geringsten Werte betrugen $7,3 \% \pm 1,2 \%$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 10^\circ$) bei der schmalen Präparationsform und $6,6 \% \pm 4,5 \%$ (rund, 2,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$) bei der breiten Form. Die höchsten Durchschnittswerte waren beim schmalen Isthmus $17,9 \% \pm 6,2 \%$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$) und $16,0 \% \pm 4,4 \%$ (rund, 2,5 mm, $\alpha/2 = 10^\circ$) beim breiten.

An diesem geringen Unterschied ließ sich bereits erkennen, dass die Präparationsbreite offenbar keinen bedeutsamen Einfluss auf die Homogenität des Randspaltes nahm. Der U-Test ($p = 0,84$) zeigte ebenfalls an, dass die Ergebnisse keine signifikanten Unterschiede aufwiesen.

Wurde zwischen der abgerundet-kastenförmigen und der runden Präparationsform aufgeschlüsselt, ergab der U-Test bei ersteren $p = 0,97$ (Mittelwert 1,5 mm: $13,6 \% \pm 7,9 \%$; 2,5 mm: $13,2 \% \pm 6,2 \%$), bei den runden $p = 0,96$ (Mittelwert 1,5 mm: $10,7 \% \pm 5,2 \%$; 2,5 mm: $11,0 \% \pm 6,8 \%$). In beiden Fällen war der Unterschied also nicht signifikant.

Einfluss der Divergenz der Kavitätenwände

Im direkten Vergleich der Winkel untereinander bestanden ebenfalls keine Unterschiede. Die Mittelwerte der einzelnen Winkel reichten von $11,5 \% \pm 4,9 \%$ bei $\alpha/2 = 4^\circ$ bis zu $13,2 \% \pm 5,1 \%$ bei $\alpha/2 = 10^\circ$.

Innerhalb der einzelnen Subgruppen reichten die Ergebnisse von $6,6 \% \pm 4,5 \%$ bei $\alpha/2 = 8^\circ$ (rund, 2,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$) bis $17,9 \% \pm 6,2 \%$ ebenfalls bei $\alpha/2 = 8^\circ$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$).

Der Tukey-Test variierte zwischen $p = 0,66$ und $p = 0,9$. Es fand sich also bei keinem Vergleich der Winkel untereinander ein signifikanter Unterschied.

Wurde zwischen der Präparationsform untergliedert, waren vereinzelt signifikante Unterschiede vorhanden ($p = 0,015$ bis $p = 0,9$), es war aber kein systematisches Verteilungsmuster erkennbar. Wurde nach der Präparationsbreite geschaut, konnte kein signifikanter Unterschied mit dem Tukey-Test festgestellt werden.

Wurde zwischen schmalen und breiten Divergenzwinkeln unterteilt, das heißt $\alpha/2 = 4^\circ$ und 6° zusammengefasst, sowie $\alpha/2 = 8^\circ$ und 10° , ergab der U-Test $p = 0,7$ ($4^\circ + 6^\circ = 11,8 \% \pm 4,1 \%$; $8^\circ + 10^\circ = 12,5 \% \pm 5,4 \%$) und zeigte somit, dass kein signifikanter Unterschied bestand.

Wurden die Gruppen zusätzlich nach der Präparationsform untergliedert, ergaben sich bei den abgerundet-kastenförmigen Kavitäten mit $p = 0,58$ ($4^\circ + 6^\circ = 14,6 \% \pm 4,6 \%$; $8^\circ + 10^\circ = 14,0 \% \pm 4,1 \%$) und bei den runden mit $p = 0,34$ ($4^\circ + 6^\circ = 10,1 \% \pm 3,2 \%$; $8^\circ + 10^\circ = 11,7 \% \pm 5,2 \%$) im U-Test ebenfalls keine signifikanten Unterschiede.

Vergleich der Approximalflächen

Bezüglich der Approximalflächen ergab die Homogenität im Mittel bei den mesialen Flächen $11,7 \% \pm 4,6 \%$, bei den distalen Flächen ergab sich ein Mittelwert von $12,6 \% \pm 4,2 \%$.

Innerhalb der einzelnen Subgruppen reichten die Mittelwerte mesial von $5,4 \% \pm 3,3 \%$ (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$) bis $20,1 \% \pm 5,9 \%$ (rund, 2,5 mm, $\alpha/2 = 10^\circ$). Die distale Fläche hatte Werte von $7,2 \% \pm 2,1 \%$ (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$) bis $20,4 \% \pm 15,0 \%$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$).

Dementsprechend zeigte sich im Vergleich von mesialer und distaler Seite kein signifikanter Unterschied (U-Test $p = 0,67$).

Wurden die Approximalseiten hinsichtlich der Präparationsform und der Isthmusbreite verglichen, zeigten sich ebenfalls keine signifikanten Unterschiede. Der Mittelwert betrug bei den abgerundet-kastenförmigen Inlays mesial $13,8 \% \pm 5,4 \%$ und distal $13,0 \% \pm 8,4 \%$ ($p = 0,3$); bei den runden mesial $9,6 \% \pm 5,8 \%$, distal $12,2 \% \pm 6,0 \%$ ($p = 0,056$). Bei den Inlays mit 1,5 mm Isthmusbreite war der Mittelwert mesial $11,0 \% \pm 5,3 \%$, distal $13,4 \% \pm 7,9 \%$ ($p = 0,12$), bei den 2,5 mm breiten mesial $12,4 \% \pm 6,5 \%$ und distal $11,8 \% \pm 6,6 \%$ ($p = 0,65$).

Tabelle 6: Lichtmikroskopische Analyse - Mittelwerte und Standardabweichung der Homogenität des Randspaltes [%], gegliedert nach Präparationsform (Kastenform, runder Kavitätenboden), Isthmusbreite (1,5 mm, 2,5 mm), Winkel ($\alpha/2 = 4^\circ, 6^\circ, 8^\circ, 10^\circ$). Im rechten Tabellenanteil sind die Werte für den Vergleich der Approximalflächen (mesial, distal) auf der Ebene der Isthmusbreite dargestellt.

Präparationsform		Isthmusbreite		Winkel			Approximalfläche		
Kasten	13,4 ± 7,0	1,5 mm	13,6 ± 7,9	4°	16,3	± 5,7	mesial	13,0	± 5,7
				6°	12,9	± 2,7			
				8°	17,9	± 6,2	distal	14,2	± 9,7
				10°	7,3	± 1,2			
		2,5 mm	13,2 ± 6,2	4°	12,6	± 4,3	mesial	14,6	± 5,2
				6°	12,3	± 3,0			
				8°	12,6	± 1,7	distal	11,9	± 7,0
				10°	15,5	± 5,4			
Runder Kavitätenboden	10,9 ± 6,0	1,5 mm	10,7 ± 5,2	4°	8,3	± 1,8	mesial	8,9	± 4,0
				6°	10,4	± 1,5			
				8°	10,1	± 3,5	distal	12,6	± 5,7
				10°	14,1	± 3,7			
		2,5 mm	11,0 ± 6,8	4°	8,9	± 2,9	mesial	10,3	± 7,2
				6°	12,6	± 4,7			
				8°	6,6	± 4,5	distal	11,8	± 6,4
				10°	16,0	± 4,4			

6.2.2.3. Randqualität der approximalen Randzone

Einfluss der Präparationsform

Bezüglich der Randqualität, also der Mittelwertabweichung des Inlayrandes von einer mittleren Ideallinie, zeigte sich ein Unterschied zwischen abgerundeter und runder Präparation (Tabelle 7). Die Mittelwerte der Randqualität ergaben bei den abgerundet-kastenförmigen Kavitäten $23,6 \mu\text{m} \pm 9,6 \mu\text{m}$. Der Mittelwert der rund präparierten Kavitäten betrug $40,0 \mu\text{m} \pm 8,3 \mu\text{m}$.

Die Subgruppen zeigten Mittelwerte von $16,0 \mu\text{m} \pm 6,4 \mu\text{m}$ (Kasten, 2,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$) bis $34,9 \mu\text{m} \pm 9,6 \mu\text{m}$ (Kasten, 2,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$) bei den kastenförmigen Kavitäten. Bei der runden Form variierten die Mittelwerte zwischen $31,3 \mu\text{m} \pm 1,9 \mu\text{m}$ (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 10^\circ$) und $48,9 \mu\text{m} \pm 8,4 \mu\text{m}$ (rund, 2,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$).

Dementsprechend war hier deutlich zu sehen, dass der geringste Wert der runden Form nur knapp unterhalb des höchsten Wertes der kastenförmigen Präparation lag. Der Mittelwert der runden Form überschritt den der abgerundeten um das 1,7 fache. Der U-Test bestätigte den signifikanten Unterschied mit $p < 0,0001$.

Einfluss der Isthmusbreite

Betrachtet man die Mittelwerte der beiden Gruppen schmaler und breiter Isthmus, so sieht man, dass sich keine großen Unterschiede ergeben. Der Mittelwert der Inlays mit 1,5 mm Isthmusbreite betrug $29,8 \mu\text{m} \pm 11,5 \mu\text{m}$, der der 2,5 mm breiten Inlays $33,8 \mu\text{m} \pm 12,5 \mu\text{m}$.

Dieser geringe Unterschied spiegelte sich auch in den Minimal- und Maximalwerten wider. Die 1,5 mm breiten Isthmen wiesen Mittelwerte zwischen $16,8 \mu\text{m} \pm 6,2 \mu\text{m}$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$) und $43,3 \mu\text{m} \pm 7,2 \mu\text{m}$ (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$) auf, die 2,5 mm breiten Isthmen Werte zwischen $16,0 \mu\text{m} \pm 6,4 \mu\text{m}$ (Kasten, 2,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$) und $48,9 \mu\text{m} \pm 8,4 \mu\text{m}$ (rund, 2,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$).

Mit $p = 0,11$ zeigte der U-Test, dass die Isthmusbreite bezüglich der Randqualität keinen signifikanten Unterschied hatte.

Auch untergliedert nach der Präparationsform, wies der U-Test auf keinen signifikanten Unterschied hin (kastenförmig $p = 0,16$, rund $p = 0,25$). Die Mittelwerte bei den abgerundet-kastenförmigen Kavitäten lagen bei $21,4 \mu\text{m} \pm 12,4 \mu\text{m}$ (1,5 mm Isthmusbreite) und $25,9 \mu\text{m} \pm 12,0 \mu\text{m}$ (2,5 mm Isthmusbreite). Bei den runden Kavitäten waren die Mittelwerte $38,2 \mu\text{m} \pm 12,7 \mu\text{m}$ (1,5 mm) und $41,8 \mu\text{m} \pm 13,2 \mu\text{m}$ (2,5 mm).

Einfluss der Divergenz der Kavitätenwände

Im Vergleich der Winkel untereinander fanden sich Mittelwerte zwischen $26,8 \mu\text{m} \pm 10,5 \mu\text{m}$ bei $\alpha/2 = 4^\circ$ und $38,3 \mu\text{m} \pm 12,3 \mu\text{m}$ bei dem Winkel $\alpha/2 = 8^\circ$.

Die Mittelwerte der Subgruppen reichten von $16,0 \mu\text{m} \pm 6,4 \mu\text{m}$ (Kasten, 2,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$) und $48,9 \mu\text{m} \pm 8,4 \mu\text{m}$ (rund, 2,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$).

Wurden mit dem Tukey-Test die Winkel verglichen, zeigte sich nur für den Vergleich $\alpha/2 = 4^\circ$ zu 8° ein signifikanter Unterschied ($p = 0,012$), alle anderen Winkel hatten keinen signifikanten Unterschied.

Wurden die Winkel nach Präparationsform untergliedert, ergaben sich bei nahezu jedem Vergleich zwischen kastenförmig und rund signifikante Unterschiede.

Bei der Präparationsbreite fand sich kein signifikanter Unterschied, mit Ausnahme von der breiten Kavität mit $\alpha/2 = 8^\circ$ zu schmalem Isthmus mit $\alpha/2 = 10^\circ$ ($p = 0,02$) und breitem Isthmus mit $\alpha/2 = 4^\circ$ ($p = 0,0058$).

Im Vergleich der kleineren ($\alpha/2 = 4^\circ$ und 6°) und größeren ($\alpha/2 = 8^\circ$ und 10°) Divergenzwinkel der Kavitätenwände wies der U-Test mit $p = 0,2$ auf einen nicht signifikanten Unterschied hin ($4^\circ + 6^\circ = 29,8 \mu\text{m} \pm 12,2 \mu\text{m}$; $8^\circ + 10^\circ = 33,8 \mu\text{m} \pm 11,8 \mu\text{m}$). Unterteilt nach der Präparationsform ergaben sich bei den kastenförmigen Inlays die Mittelwerte $18,8 \mu\text{m} \pm 8,0 \mu\text{m}$ (4° und 6°) und $30,4 \mu\text{m} \pm 10,2 \mu\text{m}$ (8° und 10°). Der U-Test zeigte für den Vergleich der beiden Gruppen mit $p = 0,021$ einen signifikanten Unterschied an. Bei den rund präparierten Kavitäten ergaben sich die Mittelwerte $39,5 \mu\text{m} \pm 7,0 \mu\text{m}$ (4° und 6°) sowie $40,5 \mu\text{m} \pm 9,5 \mu\text{m}$ (8° und 10°). Der U-Test zeigte, dass hier kein signifikanter Unterschied vorlag ($p = 0,13$).

Vergleich der Approximalflächen

Die Mittelwerte der beiden Approximalseiten bei der Analyse der Randqualität waren $37,0 \mu\text{m} \pm 12,3 \mu\text{m}$ mesial aber nur $26,7 \mu\text{m} \pm 11,2 \mu\text{m}$ distal.

Während sich in den Subgruppen an der mesialen Seite Mittelwerte zwischen $15,5 \mu\text{m} \pm 11,3 \mu\text{m}$ (Kasten, 2,5 mm, $\alpha/2 = 4^\circ$) und $55,5 \mu\text{m} \pm 16,0 \mu\text{m}$ (rund, 1,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$) ergaben, fanden sich an der distalen Seite Werte zwischen $9,5 \mu\text{m} \pm 5,9 \mu\text{m}$ (Kasten, 1,5 mm, $\alpha/2 = 6^\circ$) und $47,4 \mu\text{m} \pm 7,0 \mu\text{m}$ (rund, 2,5 mm, $\alpha/2 = 8^\circ$).

Hier ergaben sich also auf der mesialen Seite Ergebnisse, welche um das 1,4-fache größer waren als auf der distalen Seite. Der U-Test zeigte das Ergebnis $p < 0,0001$, welches als signifikant gewertet wurde.

Bezüglich der Präparationsform ergaben sich zwischen mesialer und distaler Approximalseite nach dem U-Test signifikante Unterschiede. Die abgerundet-kastenförmigen Inlays hatten mesial einen Mittelwert von $26,3 \mu\text{m} \pm 11,2 \mu\text{m}$ und distal von $20,9 \mu\text{m} \pm 12,9 \mu\text{m}$. Der U-Test ergab hier $p = 0,0071$. Bei den runden Inlays ergab sich mesial ein Mittelwert von $47,6 \mu\text{m} \pm 9,8 \mu\text{m}$ und distal betrug er $32,4 \mu\text{m} \pm 11,4 \mu\text{m}$. Der U-Test ergab $p < 0,0001$.

Wurden die Approximalseiten getrennt nach der Isthmusbreite verglichen, ergab der Mittelwert bei den 1,5 mm breiten Inlays mesial $36,3 \mu\text{m} \pm 14,6 \mu\text{m}$ und distal $23,2 \mu\text{m} \pm 12,6 \mu\text{m}$. Bei einer Isthmusbreite von 2,5 mm war er mesial $37,6 \mu\text{m} \pm 15,5 \mu\text{m}$ und distal $30,1 \mu\text{m} \pm 13,5 \mu\text{m}$. Der U-Test ergab für die schmalere Isthmusbreiten $p < 0,0001$ und für die breitere Gruppe $p = 0,011$. In beiden Fällen waren die Unterschiede signifikant.

Tabelle 7: Lichtmikroskopische Analyse - Mittelwerte und Standardabweichung der Randqualität des Randspaltes [μm], gegliedert nach Präparationsform (Kastenform, runder Kavitätenboden), Isthmusbreite (1,5 mm, 2,5 mm), Winkel ($\alpha/2 = 4^\circ, 6^\circ, 8^\circ, 10^\circ$). Im rechten Tabellenanteil sind die Werte für den Vergleich der Approximalflächen (mesial, distal) auf der Ebene der Isthmusbreite dargestellt.

Präparationsform		Isthmusbreite		Winkel			Approximalfläche		
Kasten	23,6 ± 12,3	1,5 mm	21,4 ± 12,4	4°	20,9	± 9,8	mesial	27,0	± 12,0
				6°	16,8	± 6,2	distal	15,8	± 10,1
				8°	26,2	± 11,9			
				10°	21,7	± 7,3			
		2,5 mm	25,9 ± 12,0	4°	16,0	± 6,4	mesial	25,7	± 8,9
				6°	26,6	± 3,9	distal	26,0	± 13,5
				8°	34,9	± 9,6			
				10°	25,9	± 9,5			
Runder Kavitätenboden	40,0 ± 13,0	1,5 mm	38,2 ± 12,7	4°	36,7	± 3,3	mesial	45,6	± 10,6
				6°	41,4	± 6,0	distal	30,7	± 10,2
				8°	43,3	± 7,2			
				10°	31,3	± 1,9			
		2,5 mm	41,8 ± 13,2	4°	33,5	± 3,7	mesial	49,5	± 8,9
				6°	46,5	± 7,3	distal	34,1	± 12,5
				8°	48,9	± 8,4			
				10°	38,5	± 9,8			

Tabelle 8: Übersicht über die Ergebnisse des U-Test (Präparationsform, Isthmusbreite, Divergenzwinkel (4°+6° - 8°+10°), Approximalseite) bzw. Tukey-Test (Divergenzwinkel 4° - 6° - 8° - 10°) der verschiedenen Präparationsgruppen im Vergleich der Analyseparameter (Okklusal = Maximalwerte der Länge der okklusal-approximalen Übergangszone).

	Innere Passung	Breite Randspalt		Okklusal	Homogenität	Randqualität
		Durchschnitt	Maximalwert			
Präparationsform Kasten - Rund	0,014 *	0,015 *	0,84	0,38	0,021 *	< 0,0001 *
Isthmusbreite 1,5 mm - 2,5 mm	0,014 *	0,48	0,29	0,85	0,84	0,11
Kasten	0,036 *	0,41	0,54	0,28	0,97	0,16
Rund	0,28	0,54	0,21	0,35	0,96	0,25
Divergenzwinkel 4° - 6° - 8° - 10°	0,31 - 0,9	0,11 - 0,9	0,0018 - 0,9 *	0,22 - 0,9	0,66 - 0,9	0,012 - 0,9 *
Kasten - Rund	0,041 - 0,9 *	0,091 - 0,9	0,009 - 0,9 *	0,01 - 0,9	0,015 - 0,9 *	0,001 - 0,9 *
1,5 mm - 2,5 mm	0,0011 - 0,9 *	0,029 - 0,9 *	0,049 - 0,9 *	0,35 - 0,9	0,24 - 0,9	0,0058 - 0,9 *
4°+6° - 8°+10°	0,74	0,027 *	0,035 *	0,3	0,7	0,2
Kasten	0,49	0,012 *	0,036 *	0,26	0,58	0,021 *
Rund	0,44	0,31	0,32	0,54	0,34	0,13
Approximalfläche mesial - distal		< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	0,67	< 0,0001 *
Kasten		< 0,0001 *	< 0,0001 *	< 0,0001 *	0,3	0,0071 *
rund		< 0,0001 *	< 0,0001 *	0,14	0,056 *	< 0,0001 *
1,5		< 0,0001 *	< 0,0001 *	0,005 *	0,12	< 0,0001 *
2,5		< 0,0001 *	< 0,0001 *	0,001 *	0,65	0,011 *

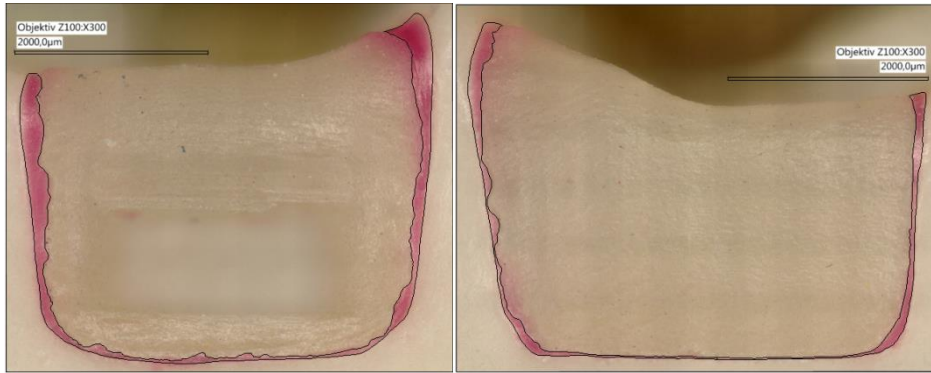


Abbildung 74: Exemplarische Darstellung des marginalen Randspaltes mit abgerundeter Kastenform, 1,5 mm minimaler Breite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 4^\circ$ (links = mesial, rechts = distal)

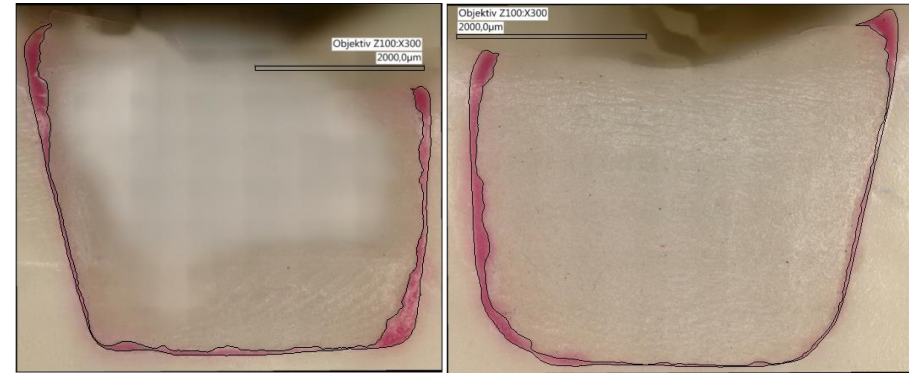


Abbildung 75: Exemplarische Darstellung des marginalen Randspaltes mit abgerundeter Kastenform, 1,5 mm minimaler Breite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 6^\circ$ (links = mesial, rechts = distal)

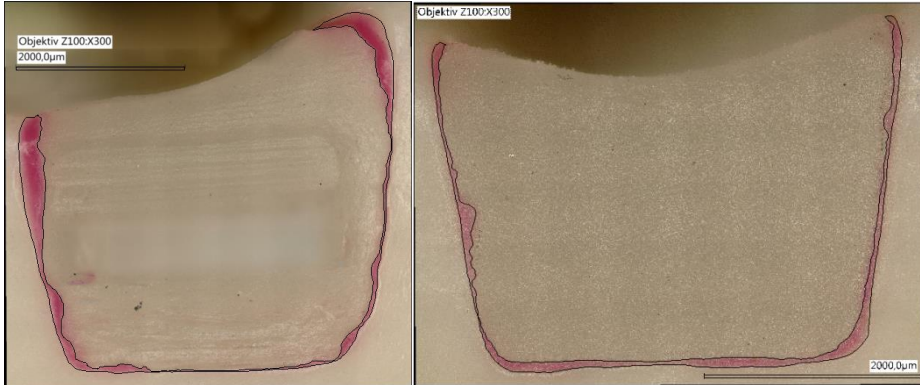


Abbildung 76: Exemplarische Darstellung des marginalen Randspaltes mit abgerundeter Kastenform, 1,5 mm minimaler Breite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 8^\circ$ (links = mesial, rechts = distal)

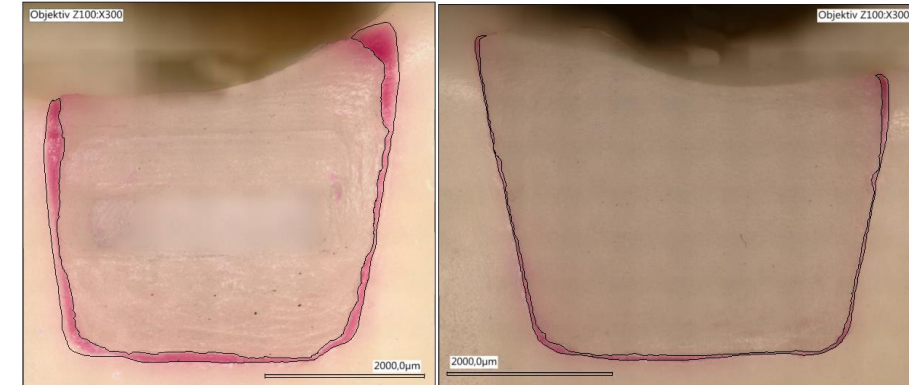


Abbildung 77: Exemplarische Darstellung des marginalen Randspaltes mit abgerundeter Kastenform, 1,5 mm minimaler Breite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 10^\circ$ (links = mesial, rechts = distal)

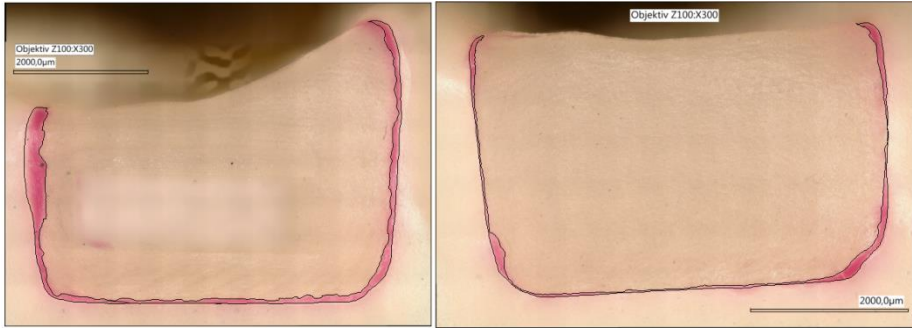


Abbildung 78: Exemplarische Darstellung des marginalen Randspaltes mit abgerundeter Kastenform, 2,5 mm minimaler Breite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 4^\circ$ (links = mesial, rechts = distal)

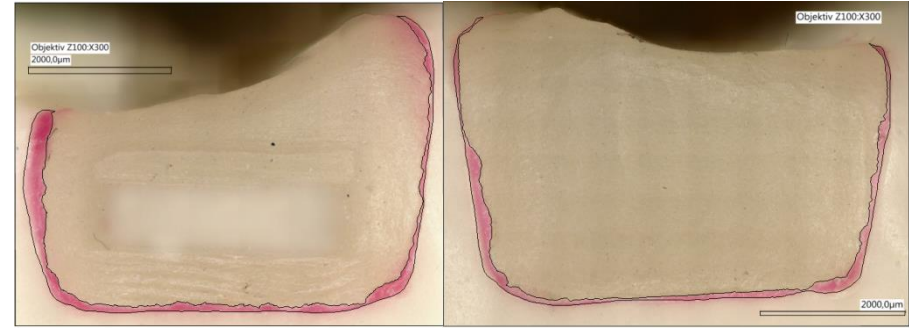


Abbildung 79: Exemplarische Darstellung des marginalen Randspaltes mit abgerundeter Kastenform, 2,5 mm minimaler Breite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 6^\circ$ (links = mesial, rechts = distal)

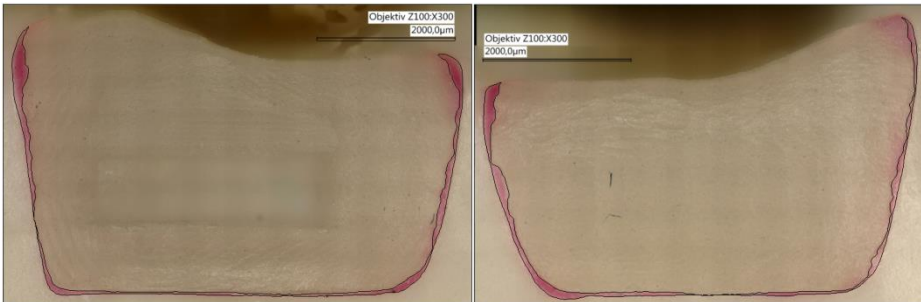


Abbildung 80: Exemplarische Darstellung des marginalen Randspaltes mit abgerundeter Kastenform, 2,5 mm minimaler Breite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 8^\circ$ (links = mesial, rechts = distal)

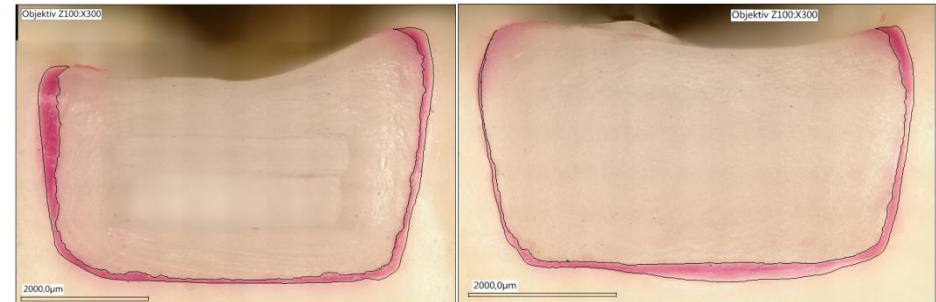


Abbildung 81: Exemplarische Darstellung des marginalen Randspaltes mit abgerundeter Kastenform, 2,5 mm minimaler Breite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 10^\circ$ (links = mesial, rechts = distal)

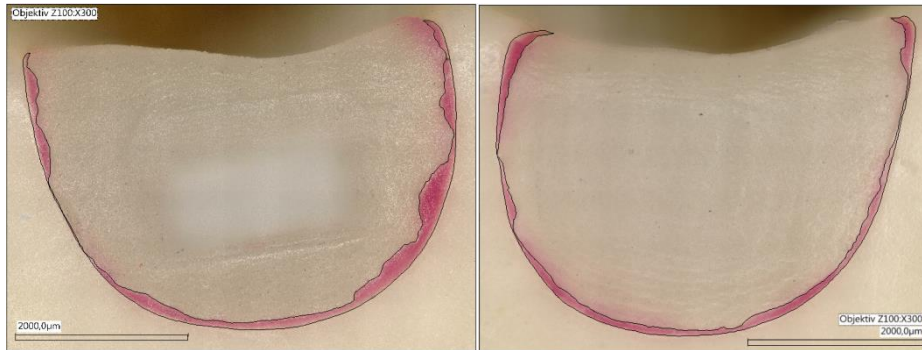


Abbildung 82: Exemplarische Darstellung des marginalen Randspaltes mit runder Präparationsform, 1,5 mm minimaler Breite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 4^\circ$ (links = mesial, rechts = distal)

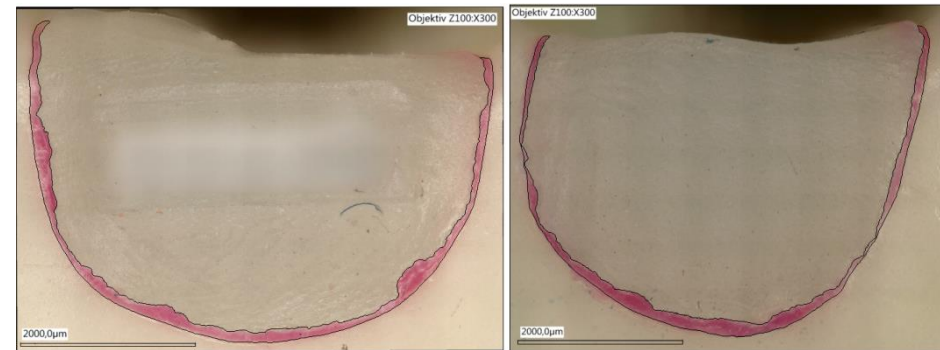


Abbildung 83: Exemplarische Darstellung des marginalen Randspaltes mit runder Präparationsform, 1,5 mm minimaler Breite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 6^\circ$ (links = mesial, rechts = distal)

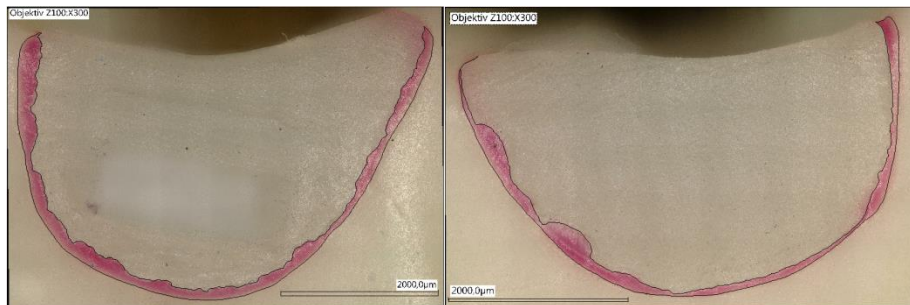


Abbildung 84: Exemplarische Darstellung des marginalen Randspaltes mit runder Präparationsform, 1,5 mm minimaler Breite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 8^\circ$ (links = mesial, rechts = distal)

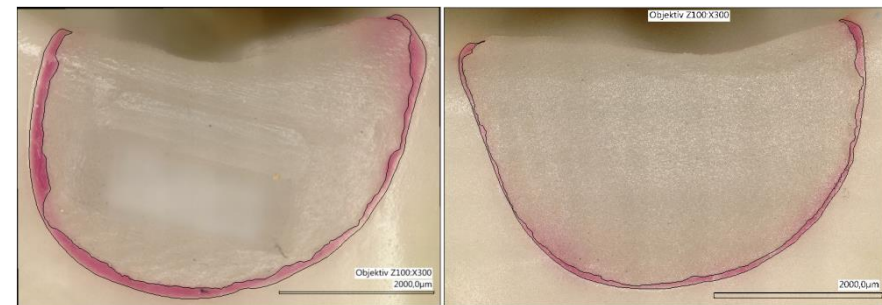


Abbildung 85: Exemplarische Darstellung des marginalen Randspaltes mit runder Präparationsform, 1,5 mm minimaler Breite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 10^\circ$ (links = mesial, rechts = distal)

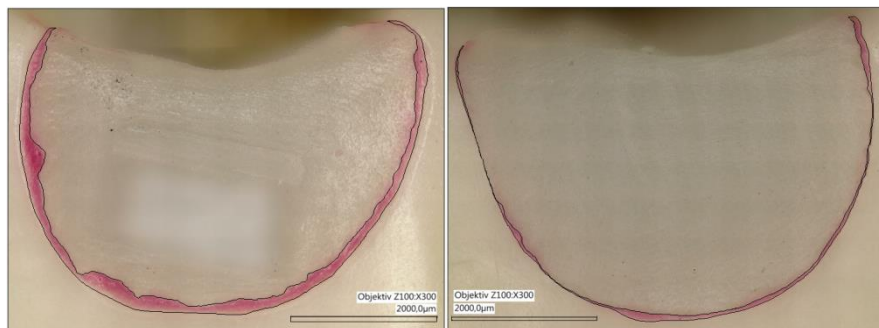


Abbildung 86: Exemplarische Darstellung des marginalen Randspaltes mit runder Präparationsform, 2,5 mm minimaler Breite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 4^\circ$ (links = mesial, rechts = distal)

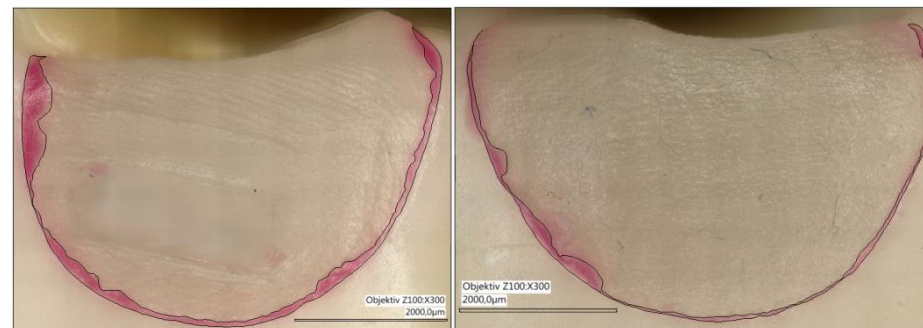


Abbildung 87: Exemplarische Darstellung des marginalen Randspaltes mit runder Präparationsform, 2,5 mm minimaler Breite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 6^\circ$ (links = mesial, rechts = distal)

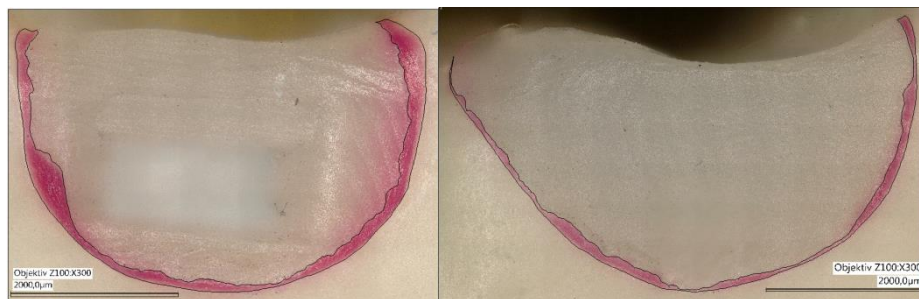


Abbildung 88: Exemplarische Darstellung des marginalen Randspaltes mit runder Präparationsform, 2,5 mm minimaler Breite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 8^\circ$ (links = mesial, rechts = distal)

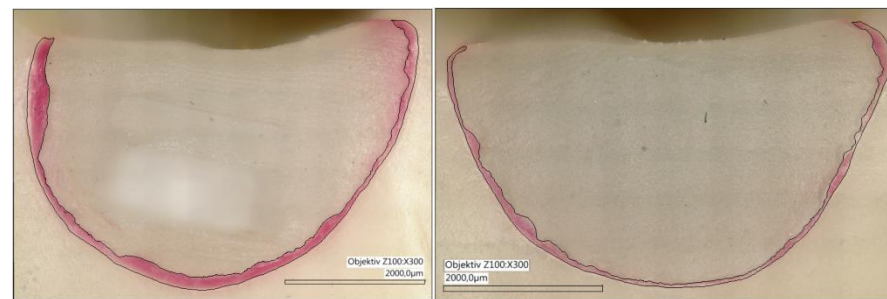


Abbildung 89: Exemplarische Darstellung des marginalen Randspaltes mit runder Präparationsform, 2,5 mm minimaler Breite und einem Divergenzwinkel von $\alpha/2 = 10^\circ$ (links = mesial, rechts = distal)

7. Diskussion

In dieser Arbeit wurden die innere Passung und die Qualität der Randzone von CAD/CAM-gefertigten Vollkeramikinlays bei unterschiedlicher Gestaltung der Kavitätenform mittels Mikro-CT und Digitalmikroskop analysiert.

7.1. Diskussion Material und Methode

Für die Untersuchung der Spaltbreite der CAD/CAM-gefertigten Keramikinlays wurden Kunststoff-Molaren in einem *In-vitro*-Modell genutzt. Da in dieser Untersuchung die Keramikinlays nicht adhäsiv befestigt werden sollten und auch keine Belastungsversuche durchgeführt wurden, sondern es ausschließlich darum ging, herauszufinden, ob die Gestaltung der Präparationsform einen Einfluss auf die Qualität der inneren Passung und der Randzone der Keramikinlays hat, mussten keine menschlichen Zähne verwendet werden. Die Kunststoffzähne besaßen für diesen Versuch die Vorteile der Homogenität ihrer Form und der Resistenz gegenüber den Untersuchungsbedingungen. Im Gegensatz dazu sind Dimension und Ausdehnung der Zahnhartsubstanzen bei natürlichen Zähnen variabel. Zusätzlich wären Vorkehrungen gegenüber dem Austrocknen der Zähne vor allem im Rahmen der Mikro-CT-Untersuchung notwendig geworden.

Zur Präparation der Kavitäten wurden konische und runde Diamanten verwendet, wie sie auch in der klinischen Anwendung etabliert sind und unter anderem von Ahlers et al. zur Präparation von Keramikinlays empfohlen wurden (Ahlers, et al., 2009). Ebenfalls in Anlehnung an die klinischen Erfordernisse, wurden die Kavitäten mit feinkörnigen Diamanten finiert (Lutterberg & Stiefel, 1979; Böhm, et al., 1989).

7.1.1. Präparation

In dieser Arbeit wurden insgesamt 16 verschiedene Präparationsformen nach unterschiedlichen Kriterien präpariert. Die entscheidende und primär zu untersuchende Variation war die Präparationsform. Eine Form wurde kastenförmig, mit einem flachen Kavitätenboden, welcher durch einen abgerundeten Übergang zu den Kavitätenwänden charakterisiert ist, gestaltet. Dieses Vorgehen wird seit der Einführung des CEREC-Systems von Prof. Dr. Werner Mörmann und Dr. Marco Brandestini in den 1980er Jahren empfohlen (Ender, et al., 2011). Die zweite Präparationsform zeichnete sich durch einen runden Kavitätenboden aus, der fließend in die Kavitätenwände überging. Dieses Vorgehen wird seit 2009 von Ahlers et al. favorisiert (Ahlers, et al., 2009). Die weiteren Kriterien für die Präparation der Kavitäten waren die minimale Breite zwischen den axialen Kavitätenwänden im Bereich

des zentralen Kastens (Isthmus, minimale Kavitätenbreite), welcher entweder 1,5 mm oder 2,5 mm betrug. Weiterhin wurde jeweils der Divergenzwinkel der approximalen Kavitätenanteile nach okklusal mit Werten von $\alpha/2 = 4^\circ, 6^\circ, 8^\circ$ oder 10° variiert.

Die Präparation wurde, basierend auf unterschiedlichen Empfehlungen verschiedener Autoren, variiert. Nach Ender et al. sollen Kavitäten, die mit CEREC-Inlays versorgt werden, mit zwischen 4° und 6° divergierenden Wänden und mit einer Isthmusbreite von 1,5 mm präpariert werden. Gemäß dieser Darstellung, sollte der Kavitätenboden flach sein, der Übergang zu den Kavitätenwänden abgerundet (Ender, et al., 2011).

Ahlers et al. (Ahlers, et al., 2009) empfehlen bei der Präparation für CAD/CAM-gefräste Inlays hingegen einen, mit 2,5 mm, deutlich breiteren Isthmus. Auch ein planer Kavitätenboden sei aufgrund der adhäsiven Befestigung des Inlays nicht erforderlich, vielmehr zeigt sich in den Abbildungen eine stark gerundete Kavität. Ahlers et al. empfehlen weiterhin einen Präparationswinkel zwischen 6° und 10° , unter Berufung auf Esquivel-Upshaw et al. (Esquivel-Upshaw, et al., 2001), die in einer Studie herausfanden, dass eine Erhöhung des Präparationswinkel auf 10° oder 20° zu einer verstärkten Frakturanfälligkeit der Keramikrestaurationen führt.

Des Weiteren wurden die allgemein üblichen Empfehlungen zur Präparation von Keramikinlays beachtet, zu welchen die Abrundung aller inneren Kanten, der scharfkantige Übergang von Kavität zu Zahnoberfläche und nicht zuletzt die Mindeststärke der Keramikinlays von 1,5 mm in alle Achsen zählen (Thompson, et al., 2010; Fradeani & Barducci, 1996; Milleding, et al., 1995; Arnetzl & Arnetzl, 2006; Federlin, et al., 2007).

Dahingegen war jedoch in dieser Studie die Mindeststärke der verbleibenden Zahnhartsubstanz nicht Gegenstand der Untersuchung. Gerade bei breiten Kavitäten und zudem stark divergierenden Wänden, kann die verbleibende Zahnhartsubstanz massiv geschwächt werden, sodass eine ausreichende Stabilität nicht mehr gewährleistet ist. In diesem Fall müsste zum Beispiel ein Höcker von okklusal in seiner Höhe reduziert und das Inlay zu einer Teilkrone beziehungsweise einem Onlay erweitert werden (Federlin, et al., 2007). Da der Aspekt der Stabilität aber in dieser Untersuchung nicht relevant war, konnte er außer Acht gelassen werden. Auch der Forderung von Arnetzl und Arnetzl nach einem in mesial-distaler Richtung halbkugelförmig gestalteten Kavitätenboden, welcher ungünstige Zug- in materialgünstigere Druckspannungen umwandelt und so eine um bis zu 30% höhere Bruchfestigkeit erzeugt (Arnetzl & Arnetzl, 2006), wurde hier nicht beachtet. Der Kavitätenboden wurde in mesio-distaler Richtung eben gestaltet.

7.1.2. Herstellung der Keramikinlays

Das CEREC-System ist zurzeit das führende CAD/CAM-Verfahren in der Zahnmedizin für die Chairside-Herstellung von Vollkeramikrestaurationen (Pallesen & van Dijken, 2000; Dentsply Sirona, 2016). Es ermöglicht in nur einer Sitzung einen Zahn definitiv mit einer keramischen Einlagefüllung zu versorgen, ohne dass zwischenzeitlich ein Provisorium eingegliedert werden muss (Haller, et al., 2006).

Vor der optischen Abformung der Kavitäten wurden die Molaren zunächst mit einem Mattierungsspray beschichtet. Grundsätzlich besitzt das Scanspray eine eigene Schichtstärke, welches Einfluss auf die Passgenauigkeit der Restauration hat. Dehurtevent et al. fanden zudem in einer Studie heraus, dass die Erfahrung des Behandlers die Dicke und die Homogenität der Schichtstärke des Pulvers signifikant beeinflusst. Erreichten erfahrene Zahnärzte eine durchschnittlich 43,1 μm starke Schicht, so waren es bei den unerfahrenen Behandlern 70,19 μm (Dehurtevent, et al., 2015). Um eine gleichmäßige Bedeckung zu gewährleisten, wurden alle Zähne vor dem Scanvorgang durch zwei Personen (Zahnarzt, Zahntechniker) mit Vergrößerungshilfe genau begutachtet, ob eine gleichmäßige, dünne Schicht ohne Unebenheiten oder unmattierte Bereiche vorlag. Zudem wurden alle Stümpfe aus einer Hand mattiert, sodass die Vergleichbarkeit der Gruppen gewährleistet war.

Das Einscannen der Kavitätenform erfolgte mit der CEREC Bluecam, die mit dem Prinzip der aktiven Triangulation arbeitet (Ender, et al., 2011). Die Kamera wurde entsprechend den Empfehlungen des Herstellers bedient, denn das Vorgehen während der optischen Abformung kann die Qualität beeinflussen. Wie Ender und Mehl herausfanden, ergibt sich aus einer optimierten Digitalisierung mit der CEREC Bluecam eine Randspaltbreite von $\pm 23,3 \mu\text{m}$, ein abweichender Abformvorgang vergrößert diese auf $\pm 52,5 \mu\text{m}$ (Ender & Mehl, 2013). Zudem führt eine große Zahl von Einzelaufnahmen nicht zu einer präzisen digitalen Abformung im Sinne einer Ergebnismittelung. Durch die Berechnung des Gesamtbildes aus vielen einzelnen Aufnahmen entsteht nach Analysen von Rudolph et al. ein Fehler von durchschnittlich 14 μm bis 17 μm (Rudolph, et al., 2002). Deshalb wurde in dieser Studie darauf geachtet, dass die Anzahl der Aufnahmen gering gehalten wurde. Außerdem wurden vor der 3D-Rekonstruktion durch die CAD-Einheit ungenaue oder verzerrte Bilder aus dem Fundus herausgelöscht, um eine möglichst hohe Qualität sicherzustellen.

Im weiteren Vorgehen wurde die Präparationsgrenze mit Hilfe des automatischen Kantenfinders definiert und die Einschubachse bestimmt. Die CEREC Software-Version 4.0 berechnete anschließend mit Hilfe einer Datenbank das Inlay selbstständig. Eine Korrektur dieser Berechnung wurde nicht vorgenommen, um bei allen Inlays die gleichen Bedingungen zu garantieren. Die Restaurationsparameter wurden nach den Vorgaben des Herstellers eingestellt (Ender & Mehl, 2013; Ender, et al., 2011). Hierfür war für die approximalen Kavitätenanteile vor allem der Spacer relevant, der vorgegebene Spalt zwischen der Restauration und dem Zahn, der die Friktion der Restauration bestimmt. Nach

Herstellerangaben sollte ein Wert von 80 µm gewählt werden. Im okklusalen Bereich wurde dieser Wert, die so genannte Klebefuge, laut Empfehlung auf 60 µm eingestellt. Zusätzlich wurde eine Randverstärkung von 30 µm gemäß der Empfehlung gewählt. Sie wirkt dem Chipping entgegen, also dem Abplatzen der Keramik während des Schleifprozesses, das vor allem bei dünn auslaufenden Restaurationsrändern auftreten kann.

Als Restaurationsmaterial wurde mit Vitablocs Mark II eine Feldspatkeramik gewählt, die zu den bestuntersuchten industriell hergestellten Restaurationsmaterialien für die chairside-Fertigung von Vollkeramikrestorationen zählt (Bindl, et al., 2005; Posselt & Kerschbaum, 2003; Reiss & Walther, 2000; Reiss, 2006). Der Schleifvorgang wurde mit der Schleifeinheit CEREC MC XL durchgeführt, als Schleifinstrumente wurden ein Step Bur und ein Cylinder Pointed Bur eingesetzt, die regelmäßig nach 20 Schleifvorgängen gewechselt wurden. So konnte garantiert werden, dass alle Inlays mit gleichbleibender Präzision geschliffen wurden. Überdies wurde die Reihenfolge des Schleifprozesses so gestaltet, dass innerhalb einer Prüfgruppe die Abnutzung der Schleifkörper variierte (Tabelle 9). Der Hersteller gibt eine Schleifgenauigkeit von 30 µm an (Fasbinder, 2006).

Die Inlays wurden anschließend nicht gebrannt. Der Hersteller gibt an (VITA, 2017), dass VITABLOCKS Mark II, welche in dieser Arbeit verwendet wurden, keine weitere Brandführung benötigen. Eine zusätzliche Bearbeitung hätte Inhomogenitäten verringert und somit beispielsweise die Randqualität verbessert. Jedoch wäre dabei der Einfluss des Glasurprozesses als Confounder in die Untersuchung eingegangen.

7.1.3. Einsetzen der Inlays in die Kavitäten

Die Eingliederung der Inlays in dieser Untersuchung ist nicht mit *In-vivo*-Untersuchungen gleichzusetzen, denn anders als in der zahnärztlichen Praxis, wurden die Inlays nicht adhäsiv befestigt.

Zur Bestimmung des internen Spaltes wurden die Inlays in die präparierten Kavitäten eingesetzt und zusammen mit dem Stumpf gescannt. Es wurde darauf verzichtet die Inlays zu zementieren, da dadurch, neben möglicherweise erhöhten Spaltbreiten (Addi, et al., 2002; Guess, et al., 2014; Nawafleh, et al., 2013), eine Analyse anhand der Grauwerte erschwert wäre.

Für die marginale Randspaltanalyse mit dem Digitalmikroskop wurden die Inlays mit einem Wachs fixiert. Zur deutlicheren Darstellung des Randspaltes wurde dieser dann mit einem weiteren, rot eingefärbten, Wachs aufgefüllt. Vor der Eingliederung wurde sorgfältig bei jedem Inlay kontrolliert, ob es eindeutig zu positionieren war und schaukelfrei in der Kavität zu liegen kam. Da bei dieser Methode nicht ausgeschlossen werden konnte, dass Überschüsse des Wachses die Präparationsgrenze oder Teile des Inlays bedecken, wurde der Rand vor der weiteren Untersuchung mit einem Digitalmikroskop unter hoher Vergrößerung überprüft und gegebenenfalls korrigiert. Zwar entsprach die Vorge-

hensweise nicht der klinischen Situation, es konnten jedoch typische klinische Fehlerquellen ausgeschlossen werden. So hätte bei adhäsiver Befestigung die Randsituation nicht reproduzierbar gestaltet werden können. Dass die adhäsive Befestigung Einfluss auf die Breite des Randspalts haben kann, wurde in verschiedenen Studien beschrieben (Nawafleh, et al., 2013; Guess, et al., 2014).

In dieser Studie wurden keine Veränderungen an den gefrästen Inlays vorgenommen. Die Inlays wurden zur weiteren Vermessung in die Kavitäten eingebracht, ohne dass störende Stellen entfernt wurden. In anderen Studien wurde stattdessen erst kontrolliert ob die Inlays Störkontakte hatten und diese dann entfernt (Estafan, et al., 2003; Alajaji, et al., 2017). Auf diesen Schritt wurde in dieser Untersuchung verzichtet, da nur die Genauigkeit des Systems bewertet werden sollte und die Passgenauigkeit dadurch beeinflusst worden wäre.

7.1.4. Vermessung des internen Spaltes mit einem Mikro-CT

Die Bestimmung des internen Spaltes wurde mit einem Mikro-CT durchgeführt. Dazu wurden die Inlays in die präparierten Kavitäten eingesetzt und zusammen mit dem Stumpf gescannt. Die Auswertung des Spaltes erfolgte mit Hilfe einer Software. Durch diese Methode konnte der Zementspalt im Ganzen erfasst und der exakte Durchschnitt ermittelt werden.

Diese Methode wurde bereits von anderen Autoren genutzt und als die optimalste beschrieben, da hierbei, anders als bei Schnittpräparaten, keine Daten verloren gehen (Alajaji, et al., 2017; Seo, et al., 2009).

Um den internen Spalt darstellen zu können, musste die Außengrenze um 4 Voxel ins Innere verschoben werden, dies entspricht in etwa 34,48 µm. Diese Strecke ist aber vernachlässigbar, da es sich hierbei um einen statistischen Fehler handelt, der bei allen Proben im selben Maße auftritt und später herausgerechnet wurde. Insbesondere deswegen wurde in dieser Untersuchung der marginale Randspalt im Bereich der Approximalflächen zudem gesondert mit einem Digitalmikroskop erfasst und vermessen.

7.1.5. Bewertung des Randspaltes

Um eine Auswertung der approximalen Randsituation zu ermöglichen, wurden die Approximalflächen der Inlays mit einem Digitalmikroskop unter 300-facher Vergrößerung aufgenommen. Das verwendete rote Wachs ermöglichte dabei die sichere Identifizierung der Spaltbereiche.

Abweichend zum Vorgehen in zahlreichen anderen Studien, wurde hier die komplette Randzone erfasst und nicht nur in bestimmten Abständen einzelne Messungen vorgenommen. Basierend auf dieser Erfassung konnten anschließend für jede Approximalzone verschiedene Berechnungen ausge-

führt werden. Zuerst wurde die durchschnittliche Randspaltbreite bestimmt, indem die Fläche des Spaltes durch die Länge der Präparationsgrenze dividiert wurde. Dann wurde zusätzlich die maximale Randspaltbreite vermessen. Zudem wurde der Spalt in weitere Abschnitte untergliedert von welchen wiederum der jeweilige Maximalwert der Breite des Randspalts bestimmt wurde.

Im okklusalen Bereich wurde die Länge des Spaltes zwischen okklusalem Scheitelpunkt und dem Übergang zu dem, oftmals schmaleren, Randspalt im Bereich der axialen Kavitätenwand gemessen.

Des Weiteren wurde die Homogenität des Randspaltes bestimmt, indem die Fläche in drei etwa gleich große Abschnitte geteilt wurde. Die durchschnittlichen Randspaltbreiten konnten daraufhin in den drei generierten Segmenten separat verglichen werden. Zuletzt wurde noch die Randqualität bestimmt, indem um die Außenkante des Inlays ein idealisierter Rand gezogen wurde. Anschließend wurde die durchschnittliche Breite dieser dargestellten Diskrepanz bestimmt.

Holmes et al. forderten, sofern es möglich ist, bei einer Randspaltemessung die absolute marginale Diskrepanz anzugeben, oder, wenn dies nicht möglich ist, zumindest genau zu klassifizieren, wie der Randspalt bestimmt wurde (Holmes, et al., 1989). Sämtliche Messungen dieser Arbeit wurden aus der Aufsicht auf die Approximalseiten und unter Aufsicht auf den Randspalt erstellt. Daraus ergibt sich, dass in dieser Untersuchung zielstellungsgemäß die vertikale Diskrepanz gemessen wurde, eine Über- bzw. Unterextension der Inlays war nicht Gegenstand der Untersuchung.

7.2. Diskussion der Ergebnisse und Literaturvergleich

Primäres Ziel dieser Untersuchung war es, herauszufinden, ob es einen Unterschied bezüglich der internen und marginalen Passung von Inlays bei unterschiedlicher Gestaltung der Präparationsform gibt. Die Passgenauigkeit wurde, untergliedert nach der Präparationsform, der minimalen Kavitätenbreite, der Divergenz der Kavitätenwände und der Approximalseite betrachtet.

7.2.1. Interne Passung

Im Vergleich zwischen abgerundeter Kastenform und runder Präparationsform konnte festgestellt werden, dass hier ein geringfügiger, jedoch statistisch signifikanter Unterschied besteht. Die abgerundet-kastenförmig präparierten Inlays wiesen eine durchschnittliche Spaltbreite von $95,4 \mu\text{m} \pm 11,1 \mu\text{m}$ auf, die mit runder Form präparierten demgegenüber $100,0 \mu\text{m} \pm 9,2 \mu\text{m}$. Somit betrug die Differenz zwischen abgerundeter Kastenform und rund präparierter Inlaykavität lediglich $4,6 \mu\text{m}$. Diese Werte befanden sich alle im Bereich der voreingestellten und klinisch als akzeptabel bewerteten Spaltbreiten. Somit waren diese Unterschiede zwar signifikant, jedoch nicht klinisch relevant.

Auch die Isthmusbreite besaß in dieser Studie einen signifikanten Einfluss auf den Spalt. Die schmalen Kavitäten zeigten hier mit $95,0\ \mu\text{m} \pm 9,5\ \mu\text{m}$ gegenüber den breiten Isthmen mit $100,5\ \mu\text{m} \pm 10,6\ \mu\text{m}$ die besseren Werte. Auch hier waren die Unterschiede von durchschnittlich $5,5\ \mu\text{m}$ zwar statistisch signifikant, jedoch klinisch irrelevant. Der Vergleich der Isthmusbreiten innerhalb der Gruppe der jeweiligen Präparationsform ergab nur bei den abgerundet-kastenförmigen Inlays signifikante Unterschiede.

Der Divergenzwinkel der Kavitätenwände besaß hingegen keinen signifikanten Einfluss auf die innere Spaltbreite. Wurden aber die Winkel zwischen den Präparationsformen untergliedert, ergaben sich signifikante Unterschiede, ebenso bei der Unterscheidung von 1,5 mm und 2,5 mm Isthmusbreite.

Wurden bei den Divergenzwinkeln zwei Gruppen gebildet, zum einen der 4° Divergenzwinkel mit dem 6° Winkel zusammengefasst und zum anderen 8° mit 10° , konnte ebenfalls kein signifikanter Unterschied bezüglich der inneren Passung der Inlays gemessen werden. Auch nicht, wenn diese beiden Gruppen nach der Präparationsform getrennt gewertet wurden.

Auch für die innere Passung gilt als Soll-Wert eine Zementspaltbreite von $80\ \mu\text{m}$, der in den Parametern von CEREC als Spacer vorab eingestellt wurde.

Bei Betrachtung des Spaltes in den Mikro-CT Bildern (Abbildungen 48 bis 63) fiel auf, dass er bei sämtlichen Inlays im Bereich des Kavitätenbodens seine maximale Stärke besaß. An den Kavitätenwänden war der Spalt hingegen sichtbar schmäler. Dies kann einerseits daran liegen, dass die Inlays aufgrund einer Klemmpassung nicht richtig in den Kavitäten zu liegen kamen. Dem widerspricht jedoch die Randspaltmessung der einzelnen Abschnitte, die ergab, dass im Bereich des Kavitätenbodens tendenziell sogar die geringsten Spaltbreiten zu messen waren. Dementsprechend scheint es ein systematischer Fehler des CEREC-Systems zu sein, der dieses Ergebnis hervorruft. Dafür spricht, dass auch in einer Studie von Seo et al. dieses Phänomen bereits beschrieben wurde (Seo, et al., 2009). Ob es sich um einen systematischen Fehler der in dieser Untersuchung verwendeten CEREC-Einheit handelt, müsste in weiteren Studien untersucht werden.

Untersuchungen, welche die interne Passgenauigkeit von CAD/CAM-gefrästen Inlays herausarbeiten, wurden bereits von einigen Autoren durchgeführt. Die durchschnittlichen Zementspaltbreiten reichten dabei von $39,1\ \mu\text{m}$, $43,7\ \mu\text{m}$ beziehungsweise $52,2\ \mu\text{m}$ in einer Untersuchung des Kavitätenbodens (Estafan, et al., 2003) bis hin zu $243\ \mu\text{m}$ ($\pm 85\ \mu\text{m}$) in einer anderen Studie, bei der der gesamte Spalt berücksichtigt wurde (Addi, et al., 2002). Andere Studien fanden Mittelwerte in dem Bereich zwischen $127\ \mu\text{m}$ ($\pm 50\ \mu\text{m}$) und $211\ \mu\text{m}$ ($\pm 15\ \mu\text{m}$) (Martin & Jedynakiewicz, 2000; Alajaji, et al., 2017). Eine Studie zur inneren Passgenauigkeit speziell im Hinblick auf eine bestimmte Gestaltung der Kavität wurde von Seo et al. durchgeführt. Bei der Präparation von unterschiedlichen Onlay-Geometrien fanden sie, je nach Lokalisation der Messung, Zementfugen zwischen $152,7\ \mu\text{m}$ ($\pm 27,1\ \mu\text{m}$) und $197,3\ \mu\text{m}$ ($\pm 48,2\ \mu\text{m}$) (Seo, et al., 2009). Eine Untersuchung, die mit ihren Ergebnis-

sen dieser nahe kam, ist von Guess et al. Sie fanden eine durchschnittliche Zementspaltbreite von 103,37 μm (96,66 μm bis 110,08 μm) (Guess, et al., 2014).

Die in dieser Studie gemessenen Spaltbreiten von 81,4 μm bis 129,9 μm mit einem Mittelwert von 97,7 μm lagen, unter Berücksichtigung der Voreinstellungen für die Klebefuge von 80 μm , im Vergleich mit der verfügbaren Literatur, in einem akzeptablen Bereich.

7.2.2. Durchschnittliche Breite des Randspaltes an den Approximalflächen

Bezüglich der Präparationsform konnte festgestellt werden, dass eine abgerundet-kastenförmige Form mit durchschnittlich 86,3 $\mu\text{m} \pm 16,2 \mu\text{m}$ signifikant geringere Randspaltwerte aufzeigte, als die runde Präparationsform mit 100,1 $\mu\text{m} \pm 15,7 \mu\text{m}$.

Die Isthmusbreite hatte hingegen keinen signifikanten Einfluss auf die marginale Diskrepanz der Kavitätenwände. Der Tukey-Test zeigte, mit einer Ausnahme, keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Divergenzwinkel. Wurden 4° und 6° zusammengefasst und der 8° Divergenzwinkel mit 10°, zeigte der U-Test hingegen einen signifikanten Unterschied. Signifikant war auch der Vergleich dieser beiden Gruppen bezogen auf die abgerundet-kastenförmigen Inlays.

Die Approximalseite der Inlays zeigte bei dieser Untersuchung einen signifikanten Unterschied, sowohl bei direktem Vergleich als auch unterteilt nach Präparationsform und Isthmusbreite. Der mesiale Randspalt, also der Randspalt an der Approximalseite mit Anstiftung, betrug durchschnittlich 116,8 $\mu\text{m} \pm 20,0 \mu\text{m}$, der distale, also die Seite, an der die Fräseinheit den Schleifprozess startet, nur 69,6 $\mu\text{m} \pm 14,4 \mu\text{m}$.

Zu beachten ist, dass der Randspalt in den Einstellungsparametern im CEREC-System vorab auf 80 μm (Spacer) eingestellt wurde, im okklusalen Bereich auf 60 μm (Klebefuge).

In der Literatur finden sich viele Studien über die Breite des Randspaltes bei CAD/CAM-gefrästen Inlays, jedoch sind diese selten entsprechend der Präparationsform aufgegliedert. Noch dazu muss unterschieden werden, mit welchem System sie hergestellt wurden. In dieser Studie wurden die Inlays mit dem CEREC-System 4.0 und der Schleifeinheit CEREC MC XL hergestellt.

Ebenfalls mit einem CEREC-System der dritten Generation haben Guess et al. den Randspalt vermessen. Die durchschnittlichen Ergebnisse dieser Untersuchung waren mit 50,09 μm (47,18 μm bis 52,99 μm) deutlich geringer als in der vorliegenden Studie (Guess, et al., 2014). Auch Estafan et al. erreichten deutlich geringere Spaltbreiten mit 39,1 μm bis 52,2 μm . Breitere, aber dennoch geringere Fügespalten als in dieser Studie ergaben sich bei der Untersuchung von Reich et al. Im Schnitt betrugen die Randspalten der untersuchten Onlays 70 μm ($\pm 32 \mu\text{m}$).

7.2.2.1. Maximale Randspaltbreiten der approximalen Flächen

Die Maximalwerte des Randspaltes waren in dieser Untersuchung unabhängig von der Präparationsform und der Isthmusbreite. Der Divergenzwinkel hatte hingegen einen Einfluss auf die Randspaltbreite, jedoch nur beim Vergleich einzelner Winkel. Die Seite der Anstiftung hatte hier einen signifikanten Einfluss. Die Mittelwerte zeigten deutlich, dass die Ausbrüche mesial mit $309,3 \mu\text{m} \pm 76,4 \mu\text{m}$ gegenüber $227,8 \mu\text{m} \pm 94,9 \mu\text{m}$ distal um mehr als $80 \mu\text{m}$ größer sind.

Es zeigte sich auch, dass sämtliche Inlays die Schwelle von $100 \mu\text{m}$ überschritten und es zum Teil zu massiven Ausbrüchen, dem so genannten Chipping, von teilweise über $500 \mu\text{m}$ kam (vgl. Abbildungen 87 und 88 mit Ausbrüchen von etwa $380 \mu\text{m}$). Dabei zeigte sich kein Muster in der Lokalisation dieser Ausbrüche.

Diese Inlays dürfen in der klinischen Praxis nicht eingesetzt werden. Eine genaue optische Kontrolle der Inlays nach dem Fräsprozess und vor der Insertion ist unbedingt erforderlich und ermöglicht es, Inlays mit solch großen Ausbrüchen zu identifizieren. Insgesamt kann der Randspalt, gerade bei der mesialen Approximalseite, häufig als sehr inhomogen beschrieben werden.

Vergleichbare Studien, in denen gezielt die Maximalwerte des Randspaltes von Keramikrestaurationen untersucht wurden, konnten in der Literatur nicht gefunden werden.

7.2.2.2. Randspaltbreiten an den einzelnen Randabschnitten

Der Randspalt wurde bei den abgerundet-kastenförmig präparierten Stümpfen in vier Abschnitte, den Übergang zur okklusalen Randzone, die Randzone der Extensionsfläche, den Übergang von der Randzone der Extensionsfläche zur gingivalen Stufe und eben die gingivale Stufe, untergliedert. Bei den runden Inlays wurde zwischen der okklusal-approximalen Übergangszone und der approximal-gingivalen Zone unterschieden. Die Vermessung der Maximalwerte in den jeweiligen Anschnitten ergab, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den okklusal-approximalen Maximalwerten vorliegen. Einen signifikanten Unterschied gab es hingegen zwischen den Maximalwerten der Extensionsflächen von abgerundet-kastenförmigen ($207,1 \mu\text{m} \pm 64,9 \mu\text{m}$) und runden ($239,3 \mu\text{m} \pm 52,9 \mu\text{m}$) Inlays. Dabei zeigte die runde Präparationsform die größeren Werte. Die Abschnitte der abgerundet-kastenförmigen Inlays unterschieden sich untereinander ebenfalls signifikant. Die gingivale Stufe ($111,3 \mu\text{m} \pm 56,5 \mu\text{m}$) hatte dabei die geringsten Maximalwerte, gefolgt von den Abrundungen ($163,8 \mu\text{m} \pm 35,3 \mu\text{m}$). Der breiteste Spalt fand sich an den axialen Extensionsfläche ($207,1 \mu\text{m} \pm 64,9 \mu\text{m}$), der okklusal-approximale Abschnitt ($206,6 \mu\text{m} \pm 66,9 \mu\text{m}$) unterschied sich aber nur geringfügig.

In einer Studie von Mörmann und Schug wurde der Randspalt ebenfalls in Segmenten vermessen. Ihre Durchschnittswerte lagen dabei zwischen 31 μm und 67 μm . Der Randspalt wurde dabei als sehr homogen beschrieben (Mörmann & Schug, 1997). Im Unterschied zur vorliegenden Studie wurden hier allerdings die durchschnittlichen Randspaltbreiten vermessen, nicht die Maximalwerte.

Gerade im Bereich der Abrundungen wurde von vielen Autoren ein erhöhter Randspalt festgestellt (Sturdevant, et al., 1999; Martin & Jedynekiewicz, 2000; Inokoshi, et al., 1992). Martin und Jedynekiewicz fanden Mittelwerte von 50 μm ($\pm 15 \mu\text{m}$) im okklusalen Bereich, 54 μm ($\pm 25 \mu\text{m}$) im Bereich des Kavitätenbodens und von 159 μm ($\pm 42 \mu\text{m}$) im Bereich der Abrundungen.

Reich et al. analysierten den Randspalt von Onlays an bestimmten Landmarken (Reich, et al., 2008). Eine, dem okklusalen Abschnitt dieser Studie entsprechende, Messstelle ergab im Mittel einen Wert von 70 μm ($\pm 27 \mu\text{m}$). An der Abrundung ergab sich eine durchschnittliche Randspaltbreite von 73 μm ($\pm 35 \mu\text{m}$). Am Boden der Kavität war der Mittelwert bei 66 μm ($\pm 40 \mu\text{m}$). Auch hier erschien der Randspalt eher homogen zu sein.

7.2.3. Lichtmikroskopische Analyse weiterer Parameter des Randspaltes

7.2.3.1. Länge der okklusal-approximalen Randzone

Die Strecke im okklusal-approximalen Bereich wurde vermessen bis hin zu der Randzone der Extensionsfläche, wo der Randspalt in etwa seine Durchschnittsbreite eingenommen hatte. Im Vergleich der Präparationsformen, der Isthmusbreiten und der Divergenzwinkel konnte kein signifikanter Unterschied gefunden werden. Jedoch waren die Strecken bei den mesialen Approximalseiten mit durchschnittlich 662,8 $\mu\text{m} \pm 221,0 \mu\text{m}$ deutlich länger als auf der distalen Seite mit 441,2 $\mu\text{m} \pm 210,3 \mu\text{m}$. Der U-Test ergab hier mit $p < 0,0001$ einen signifikanten Unterschied.

In den Einstellungen des CEREC-Systems wurde vor der Konstruktion des Inlays eine Klebefuge von 60 μm eingestellt. Er bewirkt, dass die Inlays am okklusalen Präparationsrand einen schmaleren Spalt haben als im restlichen Verlauf der Präparationsgrenze. Die Messungen dieser Studie zeigten aber, dass der marginale Randspalt im okklusalen Bereich, etwa bis 0,5 mm nach cervical, jedoch sogar eher vergrößert war.

7.2.3.2. Homogenität der approximalen Randzone

Die Homogenität des Randspaltes war unabhängig von der Isthmusbreite, dem Divergenzwinkel der Kavitätenwände und der Approximalfläche. Lediglich die Präparationsform war signifikant. Die Mit-

telwerte verdeutlichten, dass die abgerundet-kastenförmige Präparationsform ($13,4 \% \pm 4,9 \%$) eine schlechtere Homogenität aufwies als die runde Präparationsform ($10,9 \% \pm 4,4 \%$). Dabei beschreibt die Untersuchung der Homogenität in dieser Studie, entsprechend der angewendeten Messmethode, weniger die Qualität des Restaurationsrandes, als vielmehr die gleichmäßige Positionierung des Restaurationskörpers in der Kavität.

7.2.3.3. Randqualität der approximalen Randzone

Die Randqualität zeigte in Bezug auf die Breite des Randspaltes einen signifikanten Unterschied. Mit $23,6 \mu\text{m} \pm 9,6 \mu\text{m}$ war der Mittelwert der abgerundet-kastenförmige Präparationsform deutlich geringer als der Mittelwert der runden Präparationsform mit durchschnittlich $40,0 \mu\text{m} \pm 8,3 \mu\text{m}$. Ein Grund für diesen signifikanten Unterschied könnte sein, dass entweder die runde Präparationsweise bei der Abformung nicht richtig erkannt wurde, beziehungsweise bei der anschließenden Berechnung Informationen verloren gegangen sind. Oder während des Schleifprozesses kam es vermehrt zu einem Chipping am marginalen Rand der Approximalflächen.

Die Ergebnisse der Isthmusbreite zeigten keinen erkennbaren Einfluss. Wurde die Randqualität unterteilt nach den Divergenzwinkeln beurteilt, zeigte sich im Tukey-Test nur bei einem Vergleich von 4° mit 8° ein signifikanter Unterschied. Wurden die Divergenzwinkel auch noch nach der Präparationsform gegliedert, zeigten sich signifikante Unterschiede. Bei Untergliederung nach der Isthmusbreite waren wiederum nur vereinzelt signifikante Unterschiede erkennbar. Wurden die kleinen Divergenzwinkel (4° und 6°) und die großen (8° und 10°) zusammengefasst, zeigte sich mit dem U-Test nur innerhalb der Gruppe der abgerundet-kastenförmigen Kavitäten ein signifikanter Unterschied.

Die Approximalfläche hatte jedoch einen signifikanten Einfluss. Wie auch schon bei der Weite des Randspaltes, waren die Werte der mesialen Approximalfläche deutlich erhöht.

7.3. Wertung der eigenen Ergebnisse

7.3.1. Einfluss der Präparationsform

Ziel dieser Untersuchung war es, herauszufinden, ob signifikante Unterschiede bezüglich der internen Passung zwischen einer abgerundet-kastenförmigen Präparationsform mit flachem Kavitätenboden und abgerundeten Übergängen zu den Kavitätenwänden und einer runden Präparationsform, bei der auch der Kavitätenboden rund präpariert wurde, bestehen. Ergebnis war, dass die abgerundet-kastenförmig präparierten Kavitäten zwar statistisch signifikant geringere Werte für den internen

Spalt aufwiesen als die rund präparierten, jedoch die Abweichungen mit weniger als 5 µm sehr gering und klinisch nicht relevant ausfielen.

Bei der Auswertung des marginalen Randspaltes zeigten die kastenförmig präparierten Inlays signifikant bessere durchschnittliche Randspaltbreiten, Homogenitäten und Randqualitäten als die runde Präparationsform. Im Vergleich der Maximalwerte der Breite des Randspaltes konnten zwischen den beiden Präparationsformen keine signifikanten Unterschiede gemessen werden. Dies lässt sich nur so erklären, dass es bei den Inlays der Kavitäten mit der runden Präparationsform zu größeren Ausbrüchen gekommen ist, das Chipping also bei einer runden Präparationsform im Vergleich zu einer abgerundet-kastenförmigen Präparation verstärkt auftritt. Dieses Phänomen lässt sich bei der Betrachtung des Randspaltes der Approximalseiten bereits erahnen (vgl. Abbildungen 74 bis 89).

Im Vergleich der einzelnen Abschnitte zeigte sich, dass die Inlays der abgerundeten und der runden Präparationsformen im okklusal-approximalen Bereich keine signifikanten Unterschiede hatten.

In der approximal-gingivalen Zone des Randspaltes waren die Maximalwerte der runden Inlays jedoch signifikant höher. Die okklusal-approximale Übergangszone zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen der kastenförmigen und der runden Präparationsform.

Die Homogenität der Inlays war bei der runden Kavitätenform signifikant besser als bei der kastenförmig-abgerundet präparierten Form.

In Hinblick auf die genauen Messergebnisse zeigte sich jedoch auch, dass die Mittelwerte nicht weit voneinander entfernt lagen und ebenfalls klinisch nicht relevant waren. So waren die Differenzen, trotz eines signifikanten U-Tests, beim durchschnittlichen Randspalt nur rund 14 µm, bei der Randqualität rund 16 µm.

Berücksichtigt man, dass Randspalten zwischen 50 µm und 100 µm in der Literatur als akzeptabel angesehen werden, unbedacht des Aspektes der adhäsiven Befestigung, kann man schließen, dass trotz des signifikanten Unterschieds sowohl die abgerundete als auch runde Präparationsform eine ausreichende marginale Spaltbreite erzielen. Dies bedeutet, dass in der klinischen Praxis beide Präparationsformen angewendet werden können, was schließlich eine substanzschonendere Präparationsweise ermöglicht.

7.3.2. Einfluss der Isthmusbreite

Die innere Passung war signifikant abhängig von der Isthmusbreite. Die Passung der Inlay mit einer Präparationsbreite von 1,5 mm war mit durchschnittlich rund 6 µm besser als bei den Inlays mit einer Isthmusbreite von 2,5 mm. Dennoch ist auch diese Differenz im klinischen Alltag nicht bedeutsam, denn die Werte liegen auch hier in der Toleranz um etwa 100 µm.

Dahingegen hatte der Parameter der Isthmusbreite keinen Einfluss auf die marginale Passung der Inlays. Wurden innerhalb der Gruppen abgerundet-kastenförmig und rund die Isthmusbreiten direkt miteinander verglichen, zeigten sich ebenfalls keine signifikanten Unterschiede.

7.3.3. Einfluss der Divergenz der Kavitätenwände

Die Divergenzen der Kavitätenwände von $\alpha/2$ zwischen 4° und 10° zeigten im Vergleich der untersuchten Kriterien von internem Fügspalt und Randspalt im Allgemeinen keinen signifikanten Unterschied. Zwar kam es im direkten Vergleich der Mittelwerte einzelner Winkel immer wieder zu signifikanten Ergebnissen, es war jedoch nicht erkennbar, dass einer der Winkel grundsätzlich bessere, beziehungsweise schlechtere Passungen auswies. Die in dieser Studie präparierten Öffnungswinkel von $\alpha/2$ zwischen 4° und 10° führen im klinischen Alltag dementsprechend zu akzeptablen marginalen und internen Spaltbreiten.

7.3.4. Vergleich der Approximalflächen

Da in dieser Studie dreiflächige MOD-Kavitäten präpariert wurden, hat es sich angeboten die beiden Approximalseiten unabhängig voneinander zu analysieren. Die Ergebnisse des marginalen Randspaltes zeigten, dass alle ausgewerteten Faktoren, mit Ausnahme der Homogenität, signifikante Unterschiede aufwiesen. Dabei war es immer die mesiale Seite, also die Seite mit der Anstiftung, welche die schlechteren Randspaltwerte aufzeigte.

Eine Ursache, warum es zu diesem Ergebnis kam, kann sein, dass die Schwingung während des Fräsvorgangs immer größer wird, je mehr Material vom Keramikblock abgetragen wird. Denn aus diesem Abtrag resultieren auch eine immer geringer werdende Steifigkeit und damit eine größer werdende Flexibilität der zu bearbeitenden Restauration.

Ob diese Irregularität ein allgemeines Problem des CEREC-Systems darstellt oder nur durch die in dieser Studie verwendete Fräseinheit hervorgerufen wurde, muss in weiteren Studien abgeklärt werden.

In der klinischen Praxis ist dieses Ergebnis nur am Rande von Bedeutung, da der Behandler keinen Einfluss auf den Fräsvorgang und die daraus resultierenden Ungenauigkeiten hat, zumal die Ergebnisse dennoch mit einem durchschnittlichen Randspalt von $93,2 \mu\text{m} \pm 17,2 \mu\text{m}$ (mesial $116,8 \mu\text{m} \pm 20,0 \mu\text{m}$; distal $69,7 \mu\text{m} \pm 14,4 \mu\text{m}$) in einem akzeptablen Rahmen liegen. Wenn möglich kann jedoch die Anstiftung an einen Bereich verschoben werden, der auch im Patientenmund gut einsehbar ist, sodass dem Behandler eine bessere Kontrolle des verbreiterten Spaltes ermöglicht ist.

7.4. Konklusion

Die Arbeitshypothese dieser Untersuchung war, dass keine signifikanten Unterschiede bezüglich der internen und marginalen Passung zwischen einer abgerundeten Präparationsform mit flachem Kavitätenboden und abgerundeten Übergängen zu den Kavitätenwänden und einer runden Präparationsform, bei der auch der Kavitätenboden rund präpariert wurde, bestehen. Diese Hypothese konnte widerlegt werden, da die abgerundet-kastenförmig präparierten Kavitäten signifikant bessere Werte aufzeigten als die rund präparierten.

Zudem wurde ein signifikanter Unterschied bezüglich der Isthmusbreite festgestellt. So zeigten die Kavitäten mit einer Isthmusbreite von 1,5 mm bessere Werte als die Kavitäten mit 2,5 mm Isthmusbreite.

Bezüglich des Divergenzwinkels konnte kein systematisches Verteilungsmuster festgestellt werden.

Für die klinische Praxis müssen diese Ergebnisse differenziert betrachtet werden. Die in der Literatur vorgeschlagenen Präparationsregeln wurden meist unter werkstoffkundlichen Gesichtspunkten aufgestellt. Auch wenn die Eigenschaften des Materials den Langzeiterfolg einer Keramikrestauration maßgeblich bestimmen, ist die Passgenauigkeit, mit welcher sich diese Untersuchung befasst, ein ebenso wichtiger Aspekt, der nicht außer Acht gelassen werden darf.

Vor allem waren bei den vorliegenden Ergebnissen, trotz der teilweise signifikanten Unterschiede, auch die schlechteren Messergebnisse fast immer in einem noch tolerierbaren Bereich. Dies bedeutet, dass in der klinischen Praxis beide Präparationsformen, mit Variationen in Kavitätenbreite und Divergenzwinkel der Kavitätenwände, angewendet werden können. Für den Behandler bedeutet dies, dass ihm für das CEREC-System eine größere Vielfalt an Präparationsparametern zur Verfügung steht. Es sind somit defektorientierte und substanzschonende Präparationen möglich.

8. Literaturverzeichnis

1. Addi, S., Hedayati-Khams, A., Poya, A. & Sjögren, G., 2002. Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. *Journal of Dentistry*, Januar, pp. 53-58.
2. Ahlers, M. O. et al., 2009. Guidelines for the preparation of CAD/CAM; ceramic inlays and partial crowns. *International Journal of Computerized Dentistry*, Issue 12(4), pp. 309-325.
3. Ahlers, V., Weigl, P. & Schachtzabel, H., 2005. Ahlers et al. Vollautomatische Extraktion der Präparationsgrenze für zahnärztliche Restaurationen aus 3D-Messdaten von Kiefermodellen. *Bildverarbeitung für die Medizin*, pp. 78-82.
4. Alajaji, N., Bardwell, D., Finkelman, M. & Ali, A., 2017. Micro-CT Evaluation of Ceramic Inlays: Comparison of the Marginal and Internal Fit of Five and Three Axis CAM Systems with a Heat Press Technique. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, Februar, pp. 49-58.
5. Alhazmi, M. et al., 2013. Angle of convergence of posterior crown preparations made by predoctoral dental students. *J Dent Educ.* 2013 Sep;77(9):1118-21., September, pp. 1118-1121.
6. Arnetzl, G. V. & Arnetzl, G., 2006. Design of preparations for all-ceramic inlay materials. *International Journal of Computerized Dentistry*, pp. 289-298.
7. Banks, R., 1990. Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, Issue 63(6), pp. 619-623.
8. Baresel, W., Baresel, I. & Baresel, J., 2015. *Untersuchung und Auswertung von Vergleichsstudien zur Passgenauigkeit festsitzender Restaurationen bei intraoraler digitaler und konventioneller Abformung*, Cadolzburg : s.n.
9. Benz, C., Benz, B., El Mahdy, K. & Hickel, R., 1996. Clinical evaluation of the Cerec II system in comparison to Cerec 1. In: W. Mörmann, Hrsg. *CAD/CIM in aesthetic dentistry*. Chicago: Quintessence, pp. 516-524.
10. Bergman, M., 1999. The clinical performance of ceramic inlays: a review. *Australian Dental Journal*, September, pp. 157-168.
11. Beuer, F., Schweiger, J. & Edelhoff, D., 2008. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, Issue 204, pp. 505-511.
12. Bilgin, M. S., Baytaroğlu, E. N., Erdem, A. & Dilber, E., 2016. A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *European Journal of Dentistry*, April-Juni, pp. 286-291.
13. Bindl, A., Richter, B. & Mörmann, W., 2005. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *International Journal of Prosthodontics*, Mai-Juni, pp. 219-224.

14. Böhm, B., Nossek, H., Rienke, C. & Tümpfel, C., 1989. Polarization microscopic studies of the dental enamel margin diagonal following the use of various preparation instruments and an etching gel. *Zahn-, Mund-, Und Kieferheilkunde Mit Zentralblatt*, pp. 537-542.
15. Boushell, L. & Ritter, A., 2009. Ceramic inlays: a case presentation and lessons learned from the literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, Issue 21 (2), pp. 77-87.
16. Cerec, p., 2012. Sirona - The Dental Company - Produkte - Digitale Zahnheilkunde - CAD/CAM-Nachrichten - News & Events - CEREC News - Biogenerik. *CEREC News*, 21 März.
17. Christensen, G. J., 2001. Computerized restorative dentistry. State of the art. *The Journal of the American Dental Association*, pp. 1301-1303.
18. Cook, K. & Fasbinder, D., 2012. Accuracy of CAD/CAM crown fit with infrared and LED cameras. *Int J Comput Dent.*, pp. 315-26.
19. Daou, E., 2015. Esthetic Prosthetic Restorations: Reliability and Effects on Antagonist Dentition. *The Open Dentistry Journal*, Dezember, Issue 31;9 , pp. 473-481.
20. Dehurtevent, M., Robberecht, L. & Béhin, P., 2015. Influence of dentist experience with scan spray systems used in direct CAD/CAM impressions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, Januar, pp. 17-21.
21. Denehy, G. & Torney, D., 1976. Internal enamel reinforcement through micromechanical bonding. *Journal of Prosthetic Dentistry*, August, pp. 171-175.
22. Dentsply Sirona, 2016. CEREC-Erfinder Prof. Dr. Dr. Werner Mörmann wird 75. 4 November.
23. Donovan, T., 2008. Factors essential for successful all-ceramic restoration. *The Journal of the American Dental Association*, September, pp. 139 Suppl:14S-18S.
24. Duret, F., 1993. The practical dental CAD/CAM in 1993. *Journal Canadian Dental Association*, Mai, Issue 59,5, pp. 445-446, 448-453.
25. El-Mowafy, O. & Brochu, J., 2002. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations--a literature review. *Journal Canadian Dental Association*, April, pp. 233-237.
26. Ender, A. & Mehl, A., 2013. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *International Journal of Computerized Dentistry*, pp. 11-21.
27. Ender, A., Mehl, A., Wolf, D. & Bindl, A., 2011. *CEREC Basiswissen 4.0 Ein klinischer Leitfaden*. s.l.:Sirona Dental Systems GmbH.
28. Ender, A., Mörmann, W. & Mehl, A., 2011. Efficiency of a mathematical model in generating CAD/CAM-partial crowns with natural tooth morphology. *Clinical Oral Investigations*, April, Issue 15(2), pp. 283-289.
29. Esquivel-Upshaw, J., Anusavice, K., Yang, M. & Lee, R., 2001. Fracture resistance of all-ceramic and metal-ceramic inlays. *International Journal of Prosthodontics*, März-April, pp. 109-114.

30. Estafan, D., Dussetschleger, F., Agosta, C. & Reich, S., 2003. Scanning electron microscope evaluation of CEREC II and CEREC III inlays. *Operative Dentistry*, September - Oktober, pp. 450-454.
31. Etemadi, S., Smales, R., Drummond, P. & Goodhart, J., 1999. Assessment of tooth preparation designs for posterior resin-bonded porcelain restorations. *Journal of Oral Rehabilitation*, September, pp. 691-697.
32. Fasbinder, D., 2006. Multi-Center Trial: Margin Fit and Internal Adaptation of CEREC Crowns. In: W. Mörmann, Hrsg. *State of the Art of CAD/CAM Restorations, 20 Years of CEREC*. Berlin: Quintessence.
33. Fasbinder, D., 2013. Computerized technology for restorative dentistry. *American Journal of Dentistry*, Juni, Issue 26(3), pp. 115-120.
34. Fasbinder, D. & Poticny, D., 2010. Accuracy of occlusal contacts for crowns with chairside CAD/CAM techniques. *International Journal of Computerized Dentistry*, Issue 13(4), pp. 303-316.
35. Federlin, M., Geurtsen, W., Haller, B. & Schmalz, G., 2007. Zahnfarbene Restaurationen aus Keramik: Inlays, Teilkronen und Veneers - Gemeinsame Stellungnahme der DGZ und DGZMK. *Deutsche Zahnärztlich Zeitschrift*, Issue 62(09).
36. Fradeani, M., Aquilano, A. & Basein, L., 1997. Longitudinal study of pressed glass-ceramic inlays for four and a half years. *Journal of Prosthodontic Dentistry*, Oktober, Issue 78(4), pp. 346-353.
37. Fradeani, M. & Barducci, G., 1996. Versatility of IPS Empress restorations. Part II: Veneers, inlays, and onlays. *Journal of Esthetic Dentistry*, pp. 170-176.
38. Frankenberger, R., Lohbauer, U. T. M., Petschelt, A. & Nikolaenko, S., 2007. Adhesive luting revisited: influence of adhesive, temporary cement, cavity cleaning, and curing mode on internal dentin bond strength. *Journal of Adhesive Dentistry*, Dezember, pp. 269-273.
39. Frankenberger, R. et al., 2015. Stability of endodontically treated teeth with differently invasive restorations: Adhesive vs. non-adhesive cusp stabilization. *Dental Materials*, November, Issue 31, 11, pp. 1312-1320.
40. Freesmeyer, W. B., Nagel, K.-H. & Karageorgi, G., 2003. Klinik der adhäsiven Cerec-Restauration. In: L. Pröbster, Hrsg. *Innovative Verfahren in der Zahnheilkunde: Moderne Behandlungskonzepte für die Praxis*. Heidelberg: Springer GmbH & Co.
41. Gehre, G., 2000. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. 7. Hrsg. s.l.:Georg Thieme Verlag.
42. Gehre, G. & Kappert, H. F., 2008. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 2 Werkstoffe unter klinischen Aspekten*. 6. Hrsg. s.l.:Georg Thieme Verlag.

43. Ghazal, M. & Kern, M., 2009. The influence of antagonistic surface roughness on the wear of human enamel and nanofilled composite resin artificial teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, Mai, pp. 342-349.
44. Goldman, M., Laosonthorn, P. & R.R., W., 1992. Microleakage -- full crowns and the dental pulp. *Journal of Endodontics* , Oktober, pp. 473-475.
45. Guess, P. C. et al., 2014. Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermo-mechanical fatigue. *Journal of Dentistry*, Februar, pp. 199-209.
46. Gühring, W. & Barth, J., 1992. *Grundwissen für Zahntechniker, Band III, Anatomie: Spezielle Biologie des Kausystems*. 3. Auflage Hrsg. München: Verlag Neuer Merkur GmbH.
47. Hahn, R., Weiger, R., Netuschil, L. & Bruch, M., 1993. Microbial accumulation and vitality on different restorative materials. *Dental Materials*, September, pp. 312-316.
48. Hajtó, J. & Hutsky, A., 2013. Präparieren für CAD/CAM. *Dental Magazin*, 15 Oktober.
49. Haller, B. et al., 2006. Assessment of ceramic restorations according to the Cerec method. *International Journal of Computerized Dentistry*, pp. 153-155.
50. Hanke, R., 2010. *Computertomographie in der Materialprüfung - Stand der Technik und aktuelle Entwicklung*, DGZfP-Jahrestagung 2010: s.n.
51. Hansen, S., 2000. Preparations for Cerec 3: where are the limits?. *International Journal of Computerized Dentistry*, pp. 197-205.
52. Hehenberger, P., 2011. *Computerunterstützte Fertigung: Eine kompakte Einführung*. s.l.:Springer-Verlag .
53. Herder, S. & Roulet, J.-F., 1988. Marginale Adaptation von adhäsiv befestigten Dicor-Inlays in vivo. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, Issue 43, pp. 904-908.
54. Heydecke, G., Richter, E. & Seedorf, H., 2008. Wissenschaftliche Mitteilung der Deutschen Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGZPW) - Festsitzender Zahnersatz für zahnbegrenzte Lücken. 4 April.
55. Heymann, H., Bayne, S., Sturdevant, J. & Wilder, A. J. R. T., 1996. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *The Journal of the American Dental Association*, August, pp. 1171-1181.
56. Höland, W. et al., 2008. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Review of Medical Devices*, November, Issue 5(6), pp. 729-745.
57. Holmes, J., Bayne, S., Holland, G. & Sulik, W., 1989. Consideration in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*.
58. Inokoshi, S. et al., 1992. Marginal accuracy of CAD/CAM inlays made with the original and the updated software. *Journal of Dentistry*, pp. 171-177.

59. Isenberg, B., Essig, M. & Leinfelder, K., 1992. Three-year clinical evaluation of CAD/CAM restorations. *Journal of Esthetic Dentistry*, September-Oktober, Issue 4(5), pp. 173-176.
60. Karakaya, S., A., S. & Özer, F., 2005. Evaluation of internal adaptation in ceramic and composites inlays by silicon replica technique. *Journal of Oral Rehabilitation*, p. 448–453.
61. Karlsson, S., 1993. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontologica Scandinavica*, Juni, pp. 129-134.
62. Kern, M., 2013. Keramiksichtstärken neu definiert. *ZMK*, Januar, Februar, pp. 2-7.
63. Kern, M., 2014. CAD/CAM - Status quo und die Zukunft. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, pp. 90-95.
64. Kern, M. & Pröbster, L., 2003. Vollkeramik und die Erwartungen. *ZWP spezial*, Juli, pp. 4-8.
65. Khera, S., Goel, V., Chen, R. & Gurusami, S., 1991. Parameters of MOD cavity preparations: a 3-D FEM study, Part II. *Operative Dentistry*, März-April, pp. 42-54.
66. Kief, H. B., Roschiwal, H. A. & Schwarz, K., 2015. *CNC-Handbuch 2015/2016*. München: Carls Hanser Verlag.
67. Kinsel, R. & Lin, D., 2009. Restrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: Patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. *J Prosthet Dent*, Juni, pp. 388-394.
68. Klein, C., 2009. Characteristic strength, Weibull modulus, and failure probability of fused silica glass. *Optical Engineering*, November, p. 113401.
69. Konradsson, K., Claesson, R. & van Dijken, J., 2007. Dental biofilm, gingivitis and interleukin-1 adjacent to approximal sites of a bonded ceramic. *Journal of Clinical Periodontology*, Dezember, Issue 34(12), pp. 1062-1067.
70. Kordaß, B., 2011. Dentale Informatik. In: W. Gernet, R. Biffar, N. Schwenzer & M. Ehrenfeld, Hrsg. *Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde*. 4. Hrsg. Stuttgart: Georg Thieme Verlag GmbH, p. 274.
71. Krämer, N. & Frankenberger, R., 2005. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dental Materials*, März, pp. 262-271.
72. Kramme, R., 2007. *Medizintechnik: Verfahren - Systeme - Informationsverarbeitung*. 3. Hrsg. Heidelberg: Springer Medizin Verlag .
73. Krifka, S. et al., 2009. Ceramic inlays and partial ceramic crown: influence of remaining cusp wall thickness on the marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Operative Dentistry*, Januar - Februar, Issue 34, 1, pp. 32-42.
74. Kunzelmann, K.-H., Pospiech, P. & Kern, M., 2005. Vollkeramik - eine Standortbestimmung. *ZMK*, Mai, pp. 337-343.

75. Lin, C., Chang, C. & Ko, C., 2001. Multifactorial analysis of an MOD restored human premolar using auto-mesh finite element approach. *Journal of Oral Rehabilitation*, Juni, Issue 28(6), pp. 576-585.
76. Lin, C. et al., 2001. Numerical investigation of the factors affecting interfacial stresses in an MOD restored tooth by auto-meshed finite element method. *Journal of Oral Rehabilitation*, Juni, Issue 28(6), pp. 517-525.
77. Litzenburger, A. et al., 2013. Fully automatic CAD design of the occlusal morphology of partial crowns compared to dental technicians' design. *Clinical Oral Investigations*, März, Issue 17(2), pp. 491-496.
78. Logozzo, S., 2013. Recent advances in dental optics-Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*, Issue 54, pp. 203-221.
79. Lutterberg, B. & Stiefel, A., 1979. Peak-to-valley height measurement and scanning electron microscopy of cavity walls (author's transl). *Zahn-, Mund-, Und Kieferheilkunde Mit Zentralblatt*, pp. 137-144.
80. Mack, P., 1980. A theoretical and clinical investigation into the taper achieved on crown and inlay preparations. *Journal of Oral Rehabilitation*, May, pp. 255-265.
81. Magne, P., Magne, M. & Belser, U., 1999. The Esthetic Width in Fixed Prosthodontics. *Journal of Postodontics*, Juni, pp. 106-118.
82. Mahn, E., Rousson, V. & Heintze, S., 2015. Meta-Analysis of the Influence of Bonding Parameters on the Clinical Outcome of Tooth-colored Cervical Restorations. *The Journal of Adhesive Dentistry*, August, pp. 391-403.
83. Manhart, J., Chen, H., Hamm, G. & Hickel, R., 2004. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Operative Dentistry*, September - Oktober, pp. 481-508.
84. Martin, N. & Jedynekiewicz, N. M., 2000. Interface dimension of CEREC-2 MOD inlays. *Dental Materials*, pp. 68 - 74.
85. Marxkors, R., Meiners, H. & Geis-Gerstorfer, J., 2008. *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde - Vom Defekt zur Restauration*. 6. Hrsg. s.l.:Deutscher Zahnärzte Verlag.
86. Mehl, A., Kunzelmann, K., Folwaczny, M. & Hickel, R., 2004. Stabilization effects of CAD/CAM ceramic restorations in extended MOD-cavities. *Journal of Adhesive Dentistry*, pp. 639-645.
87. Meier, R., Hauser-Gerspach, I., Lüthy, H. & J., M., 2008. Adhesion of oral streptococci to all-ceramics dental restorative materials in vitro. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Oktober, Issue 19(10), pp. 3249-3253.
88. Metzler, K., Woody, R., Miller, A. 3. & Miller, B., 1999. In vitro investigation of the wear of human enamel by dental porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, März, pp. 356-364.

89. Milleding, P., Ortengren, U. & Karlsson, S., 1995. Ceramic inlay systems: some clinical aspects. *Journal of Oral Rehabilitation*, August, Issue 22(8), pp. 571-580.
90. Mitov, G. et al., 2012. Wear behavior of dental Y-TZP ceramic against natural enamel after different finishing procedures. *Dental Materials*, August, pp. 909-918.
91. Molin, M., Karlsson, S. & Kristiansen, M., 1996. Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. *Dental Materials*, Juli, pp. 245-249.
92. Mondelli, J. et al., 1980. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, April, pp. 419-422.
93. Morin, D., DeLong, R. & Douglas, W., 1984. Cusp reinforcement by the acid-etch technique. *Journal of Dental Research*, August, pp. 1075-1078.
94. Mörmann, W., 2006. The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*, September, Issue 137 Suppl, pp. 7S-13S.
95. Mörmann, W. H. & Schug, J., 1997. Grinding precision and accuracy of fit of Cerec 2 CAD-CIM inlays. *The Journal of the American Dental Association*, Januar, pp. 47 - 53.
96. Mörmann, W. & Krejci, I., 1992. Computer-designed inlays after 5 years in situ: clinical performance and scanning electron microscopic evaluation. *Quintessence Int.*, pp. 109 - 115.
97. Mou, S.-H., Chai, C., Wang, J.-S. & Shiao, Y.-Y., 2002. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, März, pp. 248-255.
98. Nawafleh, N. et al., 2013. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaption of crowns and FDPs: a literature review. *Journal of Prosthodontics*, Issue 22, pp. 419-428.
99. Oh, W. & Annusavice, K., 2002. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, Mai, pp. 536-542.
100. O'Neal, S., Miracle, R. & Leinfelder, K. F., 1993. Evaluationg interfacial gaps for esthetic inlays. *The Journal of the American Dental Association*, pp. 48-54.
101. Pallesen, U. & van Dijken, J., 2000. An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *European Journal of Oral Sciences*, Juni, pp. 239-246.
102. Pospiech, P., 2004. *Keramik - Vollkeramik - Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin*, 3M ESPE: s.n.
103. Pospiech, P., Kern, M. & Kunzelmann, K., 2008. Hat sich Vollkeramik bewährt?. *ZWP*.
104. Posselt, A. & Kerschbaum, T., 2003. Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. *International Journal of Computerized Dentistry*, Juli, pp. 231-248.
105. Raimondo, C. & Sartor, A., 2013. Implantatplanung und geführte Chirurgie in einer Sitzung. *ZMK online*, 4. Februar.

106. Rehberg, H., 1971. Der Kronenrand: Exakter Randschluß - was ist das?. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, Juli, pp. 696-699.
107. Reich, S. et al., 2008. Marginal Fit of Heatt-pressed vs CAD/CAM Processed All-ceramic Onlays Using a Milling Unit Prototype. *Operative Dentistry*, pp. 644-650.
108. Reiss, B., 2006. Clinical results of Cerec inlays in a dental practice over a period of 18 years. *International Journal of Computerized Dentistry*, Januar, pp. 11-22.
109. Reiss, B. & Walther, W., 2000. Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of Cerec restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, Januar, pp. 9-23.
110. Rinke, S., 2011. *Vollkeramik - Ein Praxiskonzept*. 1. Hrsg. s.l.:Quintessenz Verlag.
111. Roulet, J.-F. & Janda, R., 2001. Future Ceramic Systems. *Operative Dentistry Supplement 6*, pp. 211-228.
112. Rudolph, H., Quaas, S. & Luthardt, R., 2002. Matching point clouds: limits and possibilities. *International Journal of Computerized Dentistry*, April-Juli, pp. 155-164.
113. Rudolph, H., Quaas, S. & Luthardt, R. G., 2003. CAD/CAM - Neue Technologien und Entwicklungen in der Zahnmedizin und Zahntechnik. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, Issue 58, pp. 559-569.
114. Schmalz, G. & Arenholt-Bindslev, D., 2004. *Biokompatibilität zahnärztlicher Werkstoffe*. 1. Hrsg. s.l.:Urban & Fischer Verlag, Elsevier GmbH .
115. Schmitter, M., Mueller, M. & Rues, S., 2012. Chipping behaviour of allceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *Journal of Dentistry*, Februar, pp. 154-162.
116. Schneider, W., 2006. Es war einmal ... Dezember, Issue 3., pp. 6-8.
117. Schubinski, P., 2011. Die digitale Abformung - Computer Aided Impressioning (CAI). *Kurzreferate 2011 - 40 Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft Dentale Technologie eV*, pp. 40-49.
118. Schug, J., Pfeiffer, J., Sener, B. & Mörmann, W. H., 1995. Schleifpräzision und Passgenauigkeit von CEREC 2 Inlays. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin*, pp. 913-919.
119. Seo, D., Yi, Y. & Roh, B., 2009. The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, May, pp. 374-382.
120. Shenoy, V. K. & Prabhu, B. M., 2015. Computer-aided design/computer-aided manufacturing in dentistry – Future is present. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*, Mai-August.
121. Sichwardt, V., 2015. Vergleichende Studie zur Untersuchung der Genauigkeit von vier unterschiedlichen intraoralen Scannern. *Dissertation*.
122. Sirona, 2017. CEREC SW 4.5 Upgrade Description. 15 Juni.
123. Sirona, 2017. *inLab - Weil Zahntechniker Freiheit brauchen*, s.l.: Sirona.

124. Sirona, T., 2016. *Pressemitteilung - Meilensteine der Entwicklung von CEREC*, s.l.: Sirona.
125. St-Georges, A., Sturdevant, J., Swift, E. & Thompson, J., 2003. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, Juni, Issue 89(6), pp. 551-557.
126. Strietzel, D. R. & Lahl, D. m. d. C., 2007. *CAD/CAM-Systeme in Labor und Praxis*. 1. Hrsg. München : Verlag Neuer Merkur GmbH.
127. Strub, J., Rekow, E. & Witkowski, S., 2006. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, September, Issue 137(9), pp. 1289-1296.
128. Sturdevant, J. R., Bayne, S. C. & Heymann, H. O., 1999. Margin Gap Size of Ceramic Inlays Using Second-Generation CAD/CAM Equipment. *Journal of Esthetic Dentistry*, Issue 11, pp. 206-214.
129. Thompson, Bayne & Heymann, 1996. Mechanical properties of an new micabased machnable glass ceramic for CAD CAM restorations. *J Prosthet Dent.*, Dezember, pp. 619-623.
130. Thompson, M., Thompson, K. & Swain, M., 2010. The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 1. Ceramic inlay preparation design: a literature review. *Australian Dental Journal*, Issue 55, pp. 120-127.
131. Tinschert, J., Götz, N. & Natt, G., 2007. *Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde*. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
132. Tinschert, J., Zwez, D., Marx, R. & Anusavice, K., 2000. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, micaand zirconia-based ceramics. *Journal of Dentistry*, September, pp. 529-535.
133. van der Meer, W. J., Andriessen, F. S., Wismeijer, D. & Ren, Y., 2012. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One*, Issue 7(8), p. e43312.
134. van Dijken, J., Höglund-Aberg, C. & Olofsson, A., 1998. Fired ceramic inlays: a 6-year follow up. *J Dent*, März, pp. 219-25.
135. Wiedhahn, K., Schenk, O. & Fritzsche, G., 2012. Cerec Omnicam - Intraoralscan 2.0. *International Journal of Computerized Dentistry*, Issue 15(3), pp. 199-205.
136. Wolf, H. F., Rateitschak, E. M. & Rateitschak, K. H., 2004. *Farbatlanten der Zahnmedizin* 1. 3. Hrsg. s.l.:Georg Thieme Verlag.
137. Zaruba, M. et al., 2014. Marginal adaption of ceramic and composite inlays in minimally invasive mod cavities. *Cinical Oral Invesitvations*, Issue 18(2), pp. 579-587.

9. Publikation / Danksagung

9.1. Publikation

Kurzvortrag im Rahmen der 3. Gemeinschaftstagung der DGZ mit der DGPZM, DGR²Z und DGET, 23. - 25. November 2017, Berlin.

Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2017; 72 (5):

Für CAD/CAM gefertigte Keramikinlays werden zwei prinzipielle Präparationsformen beschrieben: a) Kastenform und b) abgerundete Kavität. In vitro wurde analysiert, ob eine der Präparationsformen in Bezug zu Randschluss und Passung überlegen ist.

Es wurden in 16 Molaren (16, Frasco, D) mod-Keramikinlay-Kavitäten präpariert. Acht Molaren erhielten eine Kastenform mit abgerundeten Linienwinkeln und planem Kavitätenboden, bei den anderen 8 Molaren wurde ein abgerundeter Kavitätenboden gestaltet. Zusätzlich wurden jeweils die minimale okklusale Kavitätenbreite (1,5 mm oder 2,5 mm) und die Öffnungswinkel (4°, 6°, 8°, 10°) modifiziert. Die optische Abformung erfolgte mit der CEREC Bluecam, die Konstruktion mit CEREC 4.0, der Schleifprozess mit CEREC MCXL (alle Dentsply Sirona, Bensheim, D). Für jede Form wurden 5 Inlays (gesamt n = 80) hergestellt. Die Approximalflächen wurden mit einem 3D-Digitalmikroskop gescannt und die mittlere Randspaltbreite vermessen. Für die Analyse der inneren Passung wurde ein Mikro-CT verwendet.

Sowohl marginal (Kasten $86,27 \pm 16,21 \mu\text{m}$, rund $100,15 \pm 15,67 \mu\text{m}$) als auch intern (Kasten $95,40 \pm 11,06 \mu\text{m}$, rund $100,03 \pm 9,17 \mu\text{m}$) hatten die kastenförmig präparierten Kavitäten signifikant geringere mittlere Spaltbreiten als Restaurationen mit abgerundetem Kavitätenboden. In Bezug zur minimalen Kavitätenbreite zeigte sich bei der inneren Passung ein geringfügiger statistisch signifikanter Unterschied (schmal $94,95 \pm 9,49 \mu\text{m}$, breit $100,48 \pm 10,48 \mu\text{m}$). Im Vergleich der Öffnungswinkel gab es keine statistisch signifikanten Unterschiede.

Obwohl im Rahmen dieser in vitro Untersuchung signifikante Unterschiede festgestellt wurden, zeigten alle untersuchten Präparationsformen Spaltbreiten in einem klinisch akzeptablen Bereich. Es konnte gezeigt werden, dass für CAD/CAM gefertigte Keramikinlays ein breites Parameterfeld für die Präparation zur Verfügung steht und somit Defektmorphologie und Substanzschonung bei der Präparation berücksichtigt werden können.

9.2. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Stefan Rupf, Oberarzt der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde der Universität des Saarlandes, für die Bereitstellung des Themas, für seine Anregungs- und Verbesserungsvorschläge, seine Unterstützung bei der Lösung von Problemen und seine freundliche und kompetente Betreuung während der gesamten Zeit.

Bedanken möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Matthias Hannig, Direktor der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde der Universität des Saarlandes, der die Durchführung dieser Studie ermöglicht hat.

Für die Arbeit am Mikro-CT möchte ich Herrn Jan Gräser danken, der mir mit seinem fachlich kompetenten Wissen sehr geholfen hat. Bedanken möchte ich mich auch bei Heiko Kieren, der sich viele Gedanken über meine Arbeit am Mikro-CT gemacht hat und mir hier viele Tage beiseite stand.

Vor allem möchte ich meinen Eltern danken, die mich stets unterstützt haben und mir so das Studium und die Dissertation ermöglicht haben.

Danken möchte ich auch meinem Bruder Mathias, der mir bei Fragen bezüglich der CAD-Software sehr geholfen hat und auch sonst immer für mich da war.

10. Anhang

Tabelle 9: Reihenfolge des Schleifprozesses - nach jeweils 20 gefrästen Restaurationen wurden die Schleifinstrumente getauscht

Kasten	1,5 mm	4°	1	17	13	9	8
		6°	2	18	14	10	7
		8°	3	19	15	11	6
		10°	4	20	16	12	5
	2,5 mm	4°	5	1	17	13	12
		6°	6	2	18	14	11
		8°	7	3	19	15	10
		10°	8	4	20	16	9
Runder Kavitätenboden	1,5 mm	4°	9	5	1	17	16
		6°	10	6	2	18	15
		8°	11	7	3	19	14
		10°	12	8	4	20	13
	2,5 mm	4°	13	9	5	1	20
		6°	14	10	6	2	19
		8°	15	11	7	3	18
		10°	16	12	8	4	17

Materialliste

- M1 AutoCAD 2012 - Deutsch SP2, Produktversion F.205.0.0, Autodesk, San Rafael, USA
- M2 CEREC 4.0; Softwareversion inLab SW 4.2; CEREC Blue Cam, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim
- M3 CEREC MC XL, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim
- M4 Dentaco scan'dry, Dentaco GmbH, Bad Homburg
- M5 Diamanten: Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo
 - a. Konus breit Konische Hohlkehle, rund, 847KR.314.023 und 8847KR.314.023
 - b. Konus schmal Konische Hohlkehle, rund, 847KR.314.016 und 8847KR.314.016
 - c. Kugel breit Rund 801.314.023 und 8801.314.023
 - d. Kugel schmal Rund 801.314.016 und 8801.314.016
- M6 Digitalmikroskop KEYENCE VHX-5000, KEYENCE Deutschland GmbH, Neu-Isenburg
- M7 Frasaco Duroplast-Molaren 16, frasaco GmbH, Tett nang
- M8 Microsoft Excel, Version 14.0.7166.5000, Microsoft Corporation, Redmond, USA
- M9 Schleif-Instrumente Cylinder Pointed Bur 12 S; Step Bur 12
- M10 VITABLOCS® Mark II 2M1C I10, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen
- M11 Wachs:
 - a. Kreativ-Gusswachs Typ 2, Maisgelb, Wieland Dental + Technik GmbH & Co. KG, Pforzheim
 - b. Thowax Cervicalwachs, rot, YETI Dentalprodukte GmbH, Engen
- M12 Computertomograf CT-ALPHA, ProCon X-Ray GmbH, Sarstedt
- M13 Software VGStudio MAX 3.0, Volume Graphics GmbH, Heidelberg